

RANCANG BANGUN SEPEDA UNTUK PASIEN PASCA STROKE

Nama Mahasiswa : Rodika

NRP : 2111201015

Pembimbing : Prof. Dr.Ing. Ir. I Made Londen Batan, M.Eng

ABSTRAK

Stroke adalah suatu gangguan pada fungsi otak yang terjadi secara mendadak, dan dapat menyebabkan kematian seseorang, karena adanya gangguan peredaran darah ke otak. Upaya yang dapat dilakukan penderita setelah stroke (pasca stroke) adalah mengikuti program rehabilitasi yang meliputi terapi fisik atau lebih dikenal dengan fisioterapis dan terapi psikis. Untuk membantu penderita stroke memulihkan kondisi tubuhnya menjadi normal kembali, pada penelitian ini akan dirancang dan dibuat sebuah peralatan bantu terapi, yaitu sebuah sepeda untuk pasien pasca stroke. Sepeda yang dirancang adalah sepeda beroda tiga.

Untuk melengkapi analisis dan perhitungan kekuatan rangka dilakukan simulasi tegangan kritis dengan bantuan *software CATIA V5R20*. Disamping itu *software* tersebut digunakan juga untuk menganalisa aspek ergonomis sepeda. Hal ini dilakukan dengan metode *RULA*, yaitu dengan menghitung resiko cedera pemakai sepeda. Berdasarkan perhitungan kekuatan material akibat pembebanan 100 kg pada rangka sepeda, diketahui bahwa tegangan maksimum pada rangka depan sebesar $4,35 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ dan pada rangka belakang sebesar $3,44 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, dan lebih kecil dari tegangan yang diijinkan dari material sebesar $1,23 \times 10^8 \text{ N/m}^2$. Dengan kata lain rangka sepeda aman untuk digunakan. Dengan metode *RULA* didapat nilai risiko cedera pengendara sepeda tersebut adalah 2. Hal ini menunjukkan, bahwa sepeda tersebut nyaman (ergonomis) dikendarai. Dengan material pipa dari bahan St.37, dibuat sebuah prototype sepeda untuk pasien pasca stroke dengan ukuran panjang 1937 mm, lebar 1010 dan tinggi 905. Dari uji coba yang sudah dilakukan, dapat diketahui bahwa komponen utama sepeda dapat memenuhi fungsi yang ditetapkan, yaitu sepeda dapat dikayuh dengan kaki maupun tangan. Diharapkan sepeda ini dapat digunakan untuk membantu penderita pasca stroke melatih gerakan bagian tubuhnya yang terkena stroke.

Kata kunci: *rancang bangun, sepeda, pasca stroke, RULA, aman dan nyaman.*

BICYCLE DESIGN FOR POST-STROKE PATIENTS

By : Rodika

Student Identity Number : 2111201015

**Supervisor : Prof. Dr.Ing. Ir. I Made Londen Batan,
M.Eng**

ABSTRACT

Stroke is a disturbance in brain function that occurs suddenly, and can cause a person's death, as the disruption of blood circulation to the brain. Efforts to do patients after stroke (post-stroke) is a rehabilitation program that includes physical therapy or better known as physiotherapists and psychological therapy. To help stroke patients recover to be normal, in this study will be designed and fabricated a equipment, a post-stroke bike is used as a treatment auxiliary. In order to be a stably equipment, the bike is designed with tricycle.

Simulation with software CATIA V5R20 is used to complete the analysis and calculation of critical stress. There fore, the software is also used to analyze the ergonomic aspects of bike, which calculated by RULA method. The calculation of material strength due to loading of 100 kg on the bike frame, shows that the maximum strength is $4.35 \times 10^7 \text{ N/m}^2$. These smaller than the allowable stress of the material ($1.23 \times 10^8 \text{ N/m}^2$). That means, the bicycle frame is safe to use. With the value of injury risk with obtained by RULA method is 2. That the bike is comfortable (ergonomic) to ride. A bike is built with material St. 37 and prototype has dimension of length 1937 mm, width 1010 mm and height 905mm. From the experiments that have been done, it can be seen that the main components of the bike can fulfill the function assigned, which can be cycled with foot or hand of patients. The bike is expected can be used by the post-stroke patients in order to train his body, with affected by stroke.

Key words: engineering, bikes, post-stroke, RULA, safe and comfortable.



BAB 2 KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1 Stroke

Stroke termasuk penyakit *serebrovaskuler* (pembuluh darah otak) yang ditandai dengan kematian jaringan otak (*infark serebral*) yang terjadi karena berkurangnya aliran darah dan oksigen ke otak. Berkurangnya aliran darah dan oksigen ini bisa dikarenakan adanya sumbatan, penyempitan atau pecahnya pembuluh darah.

WHO mendefinisikan bahwa stroke adalah gejala-gejala defisit fungsi susunan saraf yang diakibatkan oleh penyakit pembuluh darah otak dan bukan oleh yang lain dari itu.

Stroke dibagi menjadi dua jenis yaitu: stroke iskemik maupun stroke hemoragik. Stroke iskemik yaitu tersumbatnya pembuluh darah yang menyebabkan aliran darah ke otak sebagian atau keseluruhan terhenti. 80% stroke adalah stroke Iskemik.

Stroke iskemik ini dibagi menjadi 3 jenis, yaitu:

1. *Stroke Trombotik*: proses terbentuknya thrombus yang membuat penggumpalan.
2. *Stroke Embolik*: Tertutupnya pembuluh arteri oleh bekuan darah.
3. *Hipoperfusion Sistemik*: Berkurangnya aliran darah ke seluruh bagian tubuh karena adanya gangguan denyut jantung.

Stroke hemoragik adalah stroke yang disebabkan oleh pecahnya pembuluh darah otak. Hampir 70% kasus stroke hemoragik terjadi pada penderita hipertensi. Stroke hemoragik ada 2 jenis, yaitu:

1. *Hemoragik Intraserebral*: pendarahan yang terjadi didalam jaringan otak.
2. *Hemoragik Subaraknoid*: pendarahan yang terjadi pada ruang subaraknoid (ruang sempit antara permukaan otak dan lapisan jaringan yang menutupi otak).



Tanda dan gejala-gejala stroke berdasarkan lokasinya di tubuh, gejala-gejala stroke terbagi menjadi sebagai berikut:

1. Bagian sistem saraf pusat: Kelemahan otot (hemiplegia), kaku, menurunnya fungsi sensorik
2. Batang otak, dimana terdapat 12 saraf kranial: menurun kemampuan membau, mengecap, mendengar, dan melihat parsial atau keseluruhan, refleks menurun, ekspresi wajah terganggu, pernafasan dan detak jantung terganggu, lidah lemah.
3. Cerebral cortex: aphasia, apraxia, daya ingat menurun, hemineglect, kebingungan.

Jika tanda-tanda dan gejala tersebut hilang dalam waktu 24 jam, dinyatakan sebagai *Transient Ischemic Attack* (TIA), dimana merupakan serangan kecil atau serangan awal stroke.

Sumber: [http://www.artikel.indonesianrehabequipment.com/search/label/dan Akibat Stroke](http://www.artikel.indonesianrehabequipment.com/search/label/dan%20Akibat%20Stroke)

2.2 Alat Terapi Pasca Stroke

2.2.1 Alat Terapi Treadmill

Studi baru menemukan bahwa program latihan berjalan yang terstruktur dan progresif menggunakan treadmill efektif membantu pasien yang terserang stroke setelah satu tahun dalam membangun kekuatan dan keseimbangan tubuh. Studi ini juga menemukan bahwa pascastroke, 52 persen pasien stroke yang berpartisipasi, baik dalam program terapi fisik yang mencakup latihan berjalan menggunakan treadmill maupun program rumahan yang berfokus pada kekuatan progresif dan latihan keseimbangan, kesemuanya diketahui mengalami peningkatan dalam kemampuan berjalan. Uji coba ini digelar oleh Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) dan dipimpin oleh terapis fisik Pamela W Duncan serta melibatkan 408 peserta yang mengalami stroke baru-baru ini. "Para peneliti awalnya berhipotesis bahwa berat badan didukung treadmill dan program berjalan lebih efektif ketimbang latihan yang dilakukan hanya di rumah. Namun, setelah satu tahun kedua metode itu terbukti memiliki efektivitas sama yakni mampu meningkatkan kecepatan berjalan, keseimbangan,



dan kualitas hidup," kata Duncan dari Duke University School of Medicine di Durham, North Carolina.

Akan tetapi, temuan sekunder dari studi ini menunjukkan bahwa pada enam bulan pascastroke, sebuah kelompok yang tidak menerima terapi di luar perawatan biasa juga mengalami peningkatan kecepatan berjalan, tetapi hal itu hanya dialami hanya setengah peserta saja.

Menurut Duncan, penelitian yang ia gelar selama enam bulan itu memberikan kesimpulan bahwa kedua bentuk program terapi fisik, baik treadmill dan latihan fisik di rumah lebih efektif dan unggul jika dibandingkan dengan perawatan standar yang biasa diberikan. Gambar 2.1 adalah sebuah treadmill yang banyak dimanfaatkan untuk terapi stroke.



Gambar 2.1 Alat Terapi Treadmill

Sumber: <http://www.mediaindonesia.com>

2.2.2 Alat Terapi Sepeda Statis

Alat terapi sepeda statis ini dapat digunakan pada pasien yang sakit pengapuran, nyeri lutut, stroke, atau pasca kecelakaan yang dianjurkan dokter untuk melatih kaki, lutut atau persendiannya. Sepeda statis tersebut dapat dilihat pada gambar 2.2. Alat sepeda statis yang biasa (yang pakai sadel), akan kesulitan untuk naik ke alat itu, takut terguling jatuh. Selain itu juga lebih praktis, karena tidak usah keluar rumah, bisa latihan sendiri di rumah dan aman dipakai oleh manula. Bisa juga utk terapi tangan yg kena stroke (ditempatkan di meja). Alat ini



dilengkapi dengan setelan berat / ringan kayuhan & pengatur panjang sepeda.
Berat = 4 kg, ukuran = 65 x 65 x 35 cm.



Gambar 2.2 Alat Terapi Sepeda Statis

Sumber: <http://www.sepeda-statis.blogspot.com/>

2.2.3 Sepeda RLF untuk Penderita Hemiparese Pasca Stroke

Dua gejala utama penderita hemiparese pasca stroke adalah gangguan berjalan dan ketidakseimbangan tubuh yang keduanya memiliki dampak negatif pada aktivitas hidup sehari-hari. Penelitian sebelumnya telah menunjukkan bahwa pelatihan mengayuh pada pasien *Multiple Sclerosis* (MS) dapat meningkatkan kapasitas aerobik, kapasitas fungsional, kekuatan isometrik dan faktor psikologis, serta mengurangi kelelahan. Rangsangan Listrik Fungsional (RLF) melalui bersepeda, sejauh ini telah berhasil diterapkan untuk penderita cedera sumsum tulang belakang, untuk memperkuat otot dan untuk merangsang sistem kardiovaskular, namun belum dilakukan pada penderita pasca stroke.

Dari beberapa informasi di internet, dikatakan bahwa rehabilitasi kelemahan fungsi otot kaki pada penderita hemiparese pada beberapa rumah sakit di Indonesia masih dilakukan secara frakmental dan parsial. Namun metode-metode terapi parsial yang dipergunakan untuk memulihkan fisiologi penderita pasca stroke belum memberikan perbaikan secara maksimal terhadap kekuatan, kecepatan, kapasitas aerobik dan keserasian koordinasi otot-otot kaki untuk berjalan.



Dari penelitian ini secara keseluruhan dapat disimpulkan bahwa sepeda RLF adalah peralatan yang cocok dan cerdas untuk rehabilitasi kelemahan otot-otot hemiparase pasca stroke dengan baik dan aman, dimana koordinasi kinerja fungsi kecepatan putaran pedal, pola rangsangan listrik, sudut penyulutan dan posisi geometri tubuh akan menggantikan peran kecerdasan otak penderita yang hilang. Selain itu terdapat pengaruh rangsangan listrik fungsional terhadap peningkatan kekuatan dan keserasian kaki mengayuh pada penderita hemiparese karena peran kecerdasan tiruan sepeda RLF sebagai pengganti peran otak pada orang sehat.



Gambar 2.3 Sepeda RLF untuk Penderita Hemiparese Pasca Stroke

Sumber: <http://prasetya.ub.ac.id/berita/Disertasi-Arie-Eric-Rawung-Pengaruh-Variasi-RLF-Terhadap-Penderita-Hemiparese-7970-id.html>

2.2.4 Alat Terapi Otot

Kebutuhan pasien dalam menjalankan fisioterapi terutama bagi pasien pasca stroke dan pasien lainnya sangatlah penting dalam meningkatkan kesehatan dan kekuatan tubuh secara menyeluruh. Dengan melakukan setiap latihan terapi dapat melancarkan peredaran darah dan pengeluaran keringat sehingga toksin ataupun racun yang berada didalam tubuh dapat terbuang secara alami, tidak hanya itu bagi pasien pasca stroke yang mengalami kelumpuhan pada sebagian tubuhnya ataupun seluruh tubuhnya akan menyebabkan pengecilan otot karena kurangnya atau tidak adanya pergerakan pada otot-otot yang lumpuh tersebut. Bila hal itu terjadi secara terus-menerus maka pasien pasca stroke cepat atau lambat



akan semakin menurun kesehatannya. Alat fisioterapi ini dapat dipergunakan oleh pasien lainnya yang membutuhkan latihan pergerakan otot di rumah. Alat ini diciptakan khusus bagi pasien pasca stroke dan bagi pasien fisio terapi lainnya.

Alat untuk melatih otot lengan, bahu dan kaki untuk pasien pasca stroke guna meningkatkan sirkulasi, fleksibilitas, ketahanan dan kekuatan tubuh, alat ini dapat dilihat pada gambar 2.4.

Smart Feature:

1. *Comfortable Wide Seat* yang dapat diatur untuk memberikan kenyamanan, keseimbangan serta keamanan.
2. *Tension Control* dengan mudah mengatur beban latihan yang dibutuhkan.
3. *Handle 360⁰* yang dapat berputar searah jarum jam maupun sebaliknya untuk mendapatkan latihan otot pada bagian tangan dan punggung.
4. *Assistant Handle* membantu pendamping untuk memberikan latihan.
5. *Secure Pedals* adalah bagian untuk melatih otot-otot kaki, dilengkapi dengan sandal khusus serta sabuk kaki yang dapat diatur sesuai dengan ukuran kaki, mudah dalam pemakaian, nyaman pada saat menekan pedal.
6. *Rigid Structure* memberikan kestabilan serta keamanan dalam pemakaian dan dilengkapi dengan roda dan pegangan untuk kemudahan mengatur penempatannya.



Gambar 2.4 Alat Terapi Otot

Sumber: <http://alkesindo.multiply.com>



2.3 Analisa Beban dan Tegangan

Dalam proses perancangan ada beberapa hal yang harus diperhatikan misalnya adanya tegangan-tegangan (*stresses*) dan kekuatan (*strength*). Langkah-langkah yang harus diperhitungkan adalah:

- a. Beban-beban (*loads*) luar yang bekerja pada suatu benda.
- b. Beban-beban (*loads*) yang bekerja pada bagian-bagian suatu benda.
- c. Menentukan lokasi kritis dari benda.
- d. Menghitung besar beban yang bekerja pada daerah kritis.

Proses selanjutnya adalah menentukan tegangan-tegangan lokal yang terjadi dan dapat mengakibatkan kegagalan, baik kegagalan statik maupun akibat lelah (*fatigue fracture*).

Untuk menganalisanya dilakukan dengan metode pendekatan yang seragam, dibuat sebuah sket diagramatis yang lengkap dari bagian struktur yang akan diuji dimana semua gaya luar yang bekerja pada sebuah benda diperlihatkan pada masing-masing titik tangkap. Sket tersebut dinamakan diagram benda bebas (*free body diagram*). Semua gaya-gaya yang bekerja pada sebuah benda, termasuk gaya reaksi yang disebabkan oleh tumpuan dan berat dari benda itu sendiri, dipandang sebagai gaya-gaya luar.

2.4 Teori -Teori Kegagalan

Kegagalan dari suatu elemen mesin yang menerima pembebanan dinyatakan apabila elemen tersebut tidak dapat berfungsi lagi dengan baik sesuai yang diharapkan. Oleh karena itu perlu diberikan kriteria-kriteria kapan elemen suatu mesin dapat dikatakan gagal. Secara umum untuk pembebanan statik terdapat dua tipe kriteria kegagalan yaitu:

1. Distorsi (*distorsion*) atau deformasi plastis (*plastic strain*)

Elemen dinyatakan gagal apabila material dari elemen mesin tersebut sudah mengalami deformasi plastik karena sudah melewati suatu batas harga tertentu. Harga batas ini adalah tegangan atau regangan lulur (*yield point*) material, atau bila material tidak mempunyai data *yield point* dapat digunakan standar ‘ 0,2 % *offset yield point*’.



2. Patah/ rusak (*fracture*)

Kegagalan ini dinyatakan apabila material dari elemen mesin tersebut sudah patah atau terpisah menjadi dua bagian atau lebih. Batas harga tegangan maksimum (tarik maupun tekan) digunakan untuk tipe kegagalan ini yang diijinkan pada material. Untuk pembebanan dinamik atau beban siklik kriteria kegagalan untuk pembebanan statik dapat dipergunakan, sedangkan pada prediksi keadaan tegangan dikombinasikan dengan fatik limitnya.

2.4.1 Teori-Teori Kegagalan Statik

Suatu teori yang menjelaskan kegagalan pada suatu spesimen tes standar. Jika luluh terjadi maka ini mungkin disebabkan oleh beban yang melebihi kapasitas kemampuan dari materialnya, yang terdiri dari masing-masing kapasitas bertahan terhadap tegangan normal, tegangan geser, regangan normal, regangan geser, kapasitas menyerap energi regangan dan kapasitas untuk menyerap distorsi energi. Hasil-hasil dari tes standar digunakan untuk mengaplikasikan besar kapasitas yang dipilih. Jadi jika dari tes tarik standar diketahui suatu material mempunyai kekuatan luluh misalnya 100 ksi, maka asumsi harus selalu diambil bahwa material tersebut akan luluh bila menerima sembarang kombinasi-kombinasi pembebanan statik yang mana bisa salah satu dari kondisi berikut:

- a) Jika tegangan normal maksimum melebihi 100 ksi.
- b) Jika tegangan geser maksimum melebihi 50 ksi.
- c) Jika regangan normal maksimum melebihi harga maksimum yang dimiliki material.
- d) Jika energi regangan total maksimum melebihi harga yang dimiliki material.
- e) Jika distorsi energy maksimum melebihi harga yang dimiliki material.

2.4.2 Teori Kegagalan Tegangan Normal Maksimum (*Maximum Normal Stress Theory*)

Teori ini pertama kali dikemukakan oleh W. J. M. Rankine (1857) sehingga disebut juga teori Rankine. Sesuai dengan teori ini, jika luluh dianggap



gagal dan material mempunyai tegangan *yield* tarik S_{yt} dan tegangan *yield* tekan S_{yc} serta faktor keamanan adalah N maka akan terjadi kegagalan bila:

$$\sigma_t \text{ maksimum} \leq \frac{S_{yt}}{N} \quad (2.1)$$

$$\sigma_c \text{ maksimum} \leq \frac{S_{yc}}{N} \quad (2.2)$$

dengan patah dianggap gagal maka:

$$\sigma_t \text{ maksimum} \leq \frac{S_{ut}}{N} \quad (2.3)$$

$$\sigma_c \text{ maksimum} \leq \frac{S_{uc}}{N} \quad (2.4)$$

dimana: σ_t = Tegangan tarik maksimum desain

σ_c = Tegangan tekan maksimum desain

S_{ut} = Tegangan tarik maksimum material

S_{uc} = Tegangan tekan maksimum material

N = Faktor keamanan

Tabel 2.1 Tegangan tarik dan tekan pada material

Material		Ultimate Strength, MPa		Yield Strength, MPa	
		Tens	Shear	Tens	Shear
Aluminium alloy (extruded)	2014-T6	414	241	365	214
	6061-T6	262	207	241	135
Cast iron	Gray	210	-	-	-
	Malleable	370	330	250	165
Magnesium alloy, AM 100A		275	145	150	
Steel	0.2% Carbon (hot roller)	450	330	250	165
	0.6% Carbon (hot roller)	690	550	415	250
	0.6% Carbon (quenched)	825	690	515	310
	3.5% Ni, 0.4% C	1380	1035	1035	620

Sumber: E.P. Popov, 1981



2.4.3 Teori Kegagalan Tegangan Geser Maksimum (*Maximum Shear Stress Theory – MSST*)

Diusulkan pertama kali oleh C. A. Coulomb (1773), kemudian disempurnakan oleh Tresca (1864) sehingga sering disebut teori kegagalan Tresca. Teori ini khusus untuk material yang ulet dengan dasar bahwa kegagalan terjadi bila tegangan geser maksimum (τ_{max}) yang terjadi, melewati harga tegangan geser yang diijinkan (τ_{ys}) pada material.

$$\tau_{max} \leq \frac{\tau_{ys}}{N} \quad (2.5)$$

atau

$$\tau_{max} \leq \frac{\tau_{ys}}{N} \quad (2.6)$$

2.4.4 Teori Kegagalan Regangan Normal Maksimum (*Maximum Normal Strain Theory*)

Teori ini disebut juga sebagai teori Kegagalan Saint Venant karena pertama kali diusulkan oleh Barre de Saint Venant (1855).

Teori kegagalan ini menyatakan bahwa material akan gagal bila regangan normal maksimum yang terjadi melewati harga limit regangan normal material hasil tes standar. Teori ini baik dipergunakan pada porselin, beton, desain senjata dan silinder berdinding tebal.

2.4.5 Faktor Keamanan (*Safety Factor*)

Faktor keamanan merupakan rasio dari tegangan maksimum dengan tegangan kerja atau desain, yang secara matematis sebagai berikut:

$$FaktorKeamanan = \frac{Tegangan\ Maksimum}{Tegangan\ Kerja\ atau\ Desain} \quad (2.7)$$

Pada kasus material yang ulet misalnya baja lunak dimana tegangan luluhnya telah diketahui maka

$$FaktorKeamanan = \frac{Tegangan\ luluh}{Tegangan\ Kerja\ atau\ Desain} \quad (2.8)$$



Sedangkan pada material yang getas misalnya besi tuang dimana tegangan luluhnya sulit diprediksi maka faktor keamanannya diambil dari tegangan maksimum (*Ultimate Strength*) material.

$$\text{FaktorKeamanan} = \frac{\text{Ultimate strength}}{\text{Tegangan Kerja atau Desain}} \quad (2.9)$$

Persamaan tersebut diatas hanya berlaku pada pembebanan statis.

2.4.6 Penentuan Faktor Keamanan

Penentuan besarnya faktor keamanan yang sesuai tergantung pada beberapa pertimbangan antara lain material, proses pembuatan, tipe pembebanan, kondisi kerja dan bentuk komponen. Berikut merupakan faktor-faktor yang harus dipertimbangkan dalam penentuan faktor keamanan yaitu:

1. Ketahanan sifat-sifat pada material selama proses pembebanan.
2. Keandalan pada saat menerima pembebanan.
3. Tingkat pembebanan.
4. Tingkat kurangnya umur komponen saat terjadi kegagalan.
5. Kerugian material bila terjadi kegagalan.

Penentuan faktor keamanan haruslah cermat karena tingginya faktor keamanan akan menyebabkan besarnya dimensi komponen dan borosnya material dilain pihak faktor keamanan yang rendah menyebabkan besarnya resiko yang tidak diinginkan.

Tabel 2.2 Faktor keamanan pada material

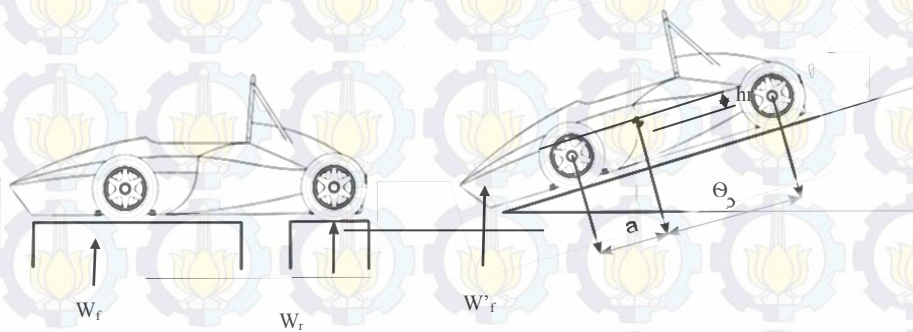
<i>Load Condition</i>	<i>For Steel and Ductile Metals and Based on Yield Point ($R_e/R_{p0,2}$)</i>	<i>For Cast Iron and Brittle Metals and Based on Ultimate Strength (R_m)</i>
<i>Static load</i>	1.5 – 2	5 – 7
<i>Mild shock</i>	3	7 – 8
<i>Shock</i>	5 – 7	15 – 20
<i>Fatigue load</i>	2.5	2.5

Sumber: Thrower, 1986

2.5 Dasar Teori Analisa Stabilitas

2.5.1 Pusat Gravitasi (*Center of Gravity*)

Untuk mendapatkan titik berat dari kendaraan, bisa dilakukan dengan cara gaya reaksi yang terjadi pada roda depan atau roda belakang. Pengukuran dilakukan pada kondisi kendaraan benar-benar dalam posisi datar/ horizontal. Gaya reaksi pada roda depan (W_f) dan gaya reaksi pada roda belakang (W_r) apabila dijumlahkan akan sama dengan berat total dari kendaraan (W). Nilai W_f dan W_r jika dijumlahkan akan bernilai W ($W = W_f + W_r$).



Gambar 2.5. Penimbangan berat untuk mencari titik berat (Sutantra I Nyoman, 2000)

Untuk mengukur jarak sumbu roda depan dengan pusat titik berat, dapat ditentukan dengan menggunakan prinsip mekanika teknik. Dengan mengambil sumbu roda depan sebagai pusat momen, maka akan didapat persamaan sebagai berikut:

$$a = \frac{(a+b)Wr}{Wf+Wr} \quad (2.10)$$

Untuk mengukur jarak antara sumbu roda belakang dengan pusat titik berat, dapat dicari dengan mengambil sumbu roda depan sebagai pusat momen sehingga akan didapat persamaan sebagai berikut:

$$b = \frac{(a+b)Wf}{Wf+Wr} \quad (2.11)$$

Untuk mengukur jarak vertikal antara sumbu roda dengan pusat titik berat dapat dicari dengan menggunakan persamaan sebagai berikut:

$$hr = \frac{Wf \theta' (a+b) - W.b}{W \tan \theta} \quad (2.12)$$

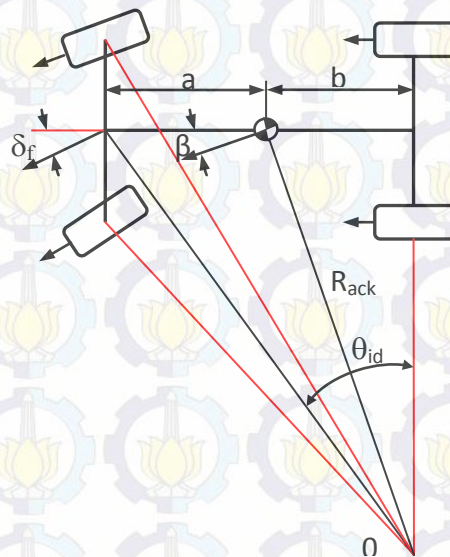
Tinggi titik pusat kendaraan dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$h = r + hr = r + \frac{Wf \theta' (a+b) - W.b}{W \tan(\theta d)} \quad (2.13)$$

2.5.2. Perilaku Belok Kendaraan

2.5.2.1 Perilaku Kendaraan Belok Kondisi Ideal/Ackerman

Stabilitas kendaraan dapat dinilai ketika kendaraan tersebut mengalami gerakan belok. Kondisi ideal kendaraan saat melakukan gerakan belok dikenal dengan nama kondisi *Ackerman*. Kondisi *Ackerman* adalah kondisi dimana pada saat berbelok semua roda (ban) tidak terjadi sudut slip sehingga arah gerak roda sama dengan arah bidang putar dari roda. Secara sederhana, gerakan kendaraan saat berbelok tampak seperti gambar di bawah ini.



Gambar 2.6 Kinematika Kendaraan Belok Tanpa Sudut Slip (Sutantra I Nyoman, 2000)

Keterangan:

- O = pusat sumbu putar sesaat
- Rack = radius belok ideal (*ackerman*) (meter)
- θ_i = sudut belok ideal ($^\circ$)
- B = sudut slip kendaraan ($^\circ$)
- δ_f = sudut steer rata-rata roda depan ($^\circ$)



Besarnya radius belok ideal (*ackerman*) secara sederhana dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan (Sutantra I Nyoman, 2000):

$$R_{ack} = \frac{a+b}{\delta_f} 57,29 \quad (2.14)$$

dimana:

R_{ack} : dalam satuan meter

a, b : dalam satuan meter

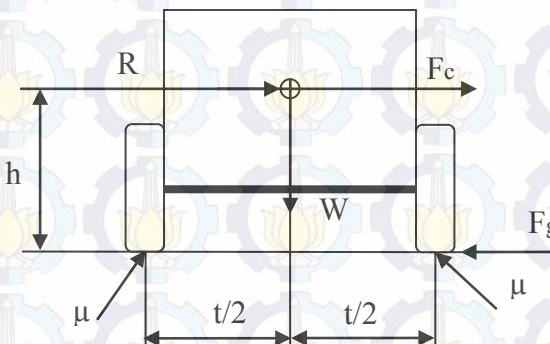
δ_f : dalam satuan derajat

Sudut *side slip* (β) dapat dihitung secara sederhana dengan menggunakan persamaan trigonometri (Sutantra I Nyoman, 2000).

$$\beta = \arcsin\left(\frac{b}{R_{ack}}\right) \quad (2.15)$$

2.5.2.2 Dinamika Belok Model Kendaraan Sederhana

Kendaraan belok dengan model kendaran sederhana dimaksudkan bahwa kendaraan dianggap rigid bodi sederhana dengan roda depan dan belakang menjadi satu seperti pada gambar.



Gambar 2.7 Kendaraan Model Sederhana dengan Belok Datar (Sutantra I Nyoman, 2000)

- Analisa Skip Belok Datar $F_c > F_g$

Dimana:

$$F_c = \frac{M.V^2}{R}$$

$$F_g = W \cdot \mu$$



Kondisi kritis jika $F_c = F_g$

$$\frac{M.V^2}{R} = \mu . M . g \quad (a)$$

Jadi kecepatan maksimum yang diijinkan agar tidak skip adalah

$$V_{s \max} = \sqrt{\mu . R . g} \quad (2.16)$$

- Analisa guling belok datar

Kondisi guling akan bisa terjadi kalau roda kiri kendaraan mulai terangkat atau gaya normal pada roda kiri adalah 0

Dengan demikian kondisi guling akan terjadi jika:

$$F_c . h > W . t/2 \quad (2.17)$$

Kondisi kritis adalah jika:

$$F_c . h > W . t/2$$

$$\frac{M.V^2}{R} h = M . g . t/2 \quad (b)$$

Jadi kecepatan maksimum yang diijinkan agar kendaraan tidak guling dapat dirumuskan sebagai berikut (Sutantra I Nyoman, 2000):

$$V_{g \max} = \sqrt{\frac{R . g . t}{2h}} \quad (2.18)$$

Analisa koefisien gesek roda dan jalan.

Jika persamaan (a) dan (b) digabungkan akan didapat:

$$\mu . M . g . h = M . g . t/2 \quad (2.19)$$

Jadi koefisien gesek roda yang ideal antara ban dan jalan agar kendaraan terbebas dari skip atau guling adalah:

$$\mu_i = \frac{t}{2h} \quad (2.20)$$



2.6 Antropometri

Antropometri berasal dari kata *anthro* yang berarti *manusia* dan *metri* yang berarti *ukuran*. Menurut Nurmianto (2004) adalah satu kumpulan data numerik yang berhubungan dengan karakteristik fisik tubuh manusia ukuran, bentuk dan kekuatan serta penerapan dari data tersebut untuk penanganan masalah desain.

Dengan adanya data antropometri dapat diketahui ukuran, bentuk, dan dimensi yang tepat dari suatu produk. Peralatan atau alat bantu kerja hasil rancangan harus dapat digunakan oleh pengguna (pekerja). Alat bantu kerja tersebut harus memiliki kemampuan penyesuaian sehingga alat bantu kerja tersebut dapat digunakan tanpa terkecuali (Nurmianto, 2004). Dengan menggunakan data antropometri masyarakat Indonesia diharapkan alat yang dirancang dapat memenuhi standar ergonomis yang baik. Manusia pada dasarnya akan memiliki bentuk, ukuran (tinggi, lebar, dan sebagainya), berat, dan lain-lain yang berbeda satu dengan yang lainnya. Antropometri secara luas akan digunakan sebagai pertimbangan-pertimbangan ergonomis dalam memerlukan interaksi manusia. Data antropometri yang berhasil diperoleh akan diaplikasikan secara luas antara lain dalam hal:

1. Perancangan areal kerja (*work station*, interior mobil, dll).
2. Perancangan peralatan kerja seperti mesin, *equipment*, perkakas (*tools*) dll.
3. Perancangan produk konsumtif seperti pakaian, kursi/meja komputer, dll.
4. Perancangan lingkungan kerja fisik.

2.7 Rapid Upper Limb Assessment (RULA)

Rapid upper limb assessment (RULA) merupakan suatu metode yang dikembangkan untuk penilaian terhadap bagian tubuh dan otot seseorang saat beraktifitas. Faktor aktifitas yang akan mempengaruhi resiko cedera adalah sebagai berikut (McAtamney, 1993):

1. Posisi kerja yang tidak alami.
2. Pengulangan pekerjaan pada satu jenis otot
3. Penggunaan tenaga yang berlebihan

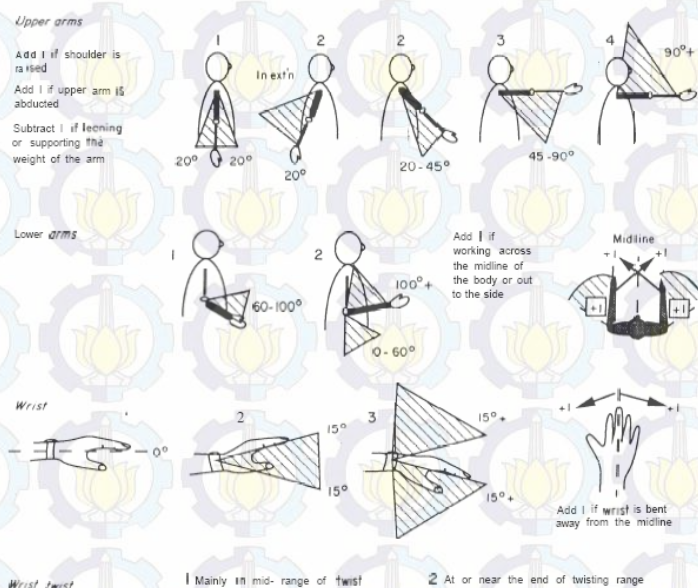


4. Posisi kerja otot yang static.
5. Terjadi kontak bagian tubuh dengan lingkungan ataupun peralatan kerja.
6. Metode/cara kerja
7. Jam kerja yang terlalu panjang.

Metode ini menggunakan diagram dari sikap tubuh dan nilai sebagai output untuk mengetahui tingkat resiko cedera sikap tubuh manusia pada saat beraktivitas. Analisa ini bertujuan untuk:

1. Menghasilkan metode penyaringan secara cepat sebuah populasi yang bekerja.
2. Mengidentifikasi usaha kerja otot yang diasosiasikan dengan sikap kerja, gaya yang terjadi dan melakukan kerja static atau berulang-ulang yang akan mengakibatkan kelelahan pada otot.

Untuk menilai tingkat resiko cedera pada system otot dan kerangka tubuh dibagi menjadi 2 grup, yaitu grup A dan B. Grup A terdiri dari lengan atas dan bawah dan pergelangan tangan sedangkan grup B terdiri dari leher, punggung dan kaki. Nilai 1 digunakan untuk menunjukkan resiko cedera yang terjadi pada jangkauan gerak badan adalah minimal. Semakin tinggi nilai menunjukkan semakin besar kemungkinan timbul cedera pada sistem otot dan kerangka. Pada gambar 2.9 menunjukkan diagram untuk menilai sikap tubuh pada grup A.



Gambar 2.8 Grup A analisa RULA(McAtamney, 1993)



Nilai jangkauan untuk gerakan lengan atas berasal dari pengamatan Tichaue, Chaffin, Herberts et al, Hagberg, Sculdt dan Harms-Ringdahl dan schuldt adalah sebagai berikut:

- 1 untuk 20° *extension* dan 20° *flexion*.
- 2 untuk *extension* lebih besar dari 20° atau $20-45^{\circ}$ dari *flexion*.
- 3 untuk $45-90^{\circ}$ *flexion*.
- 4 untuk 90° atau lebih dari *flexion*.

Jika bahu diangkat maka nilai sikap ditambahkan 1. Jika lengan atas *abducted* maka nilai ditambah 1. jika operator sedang gerakan dari lengan ditumpu maka nilai sikap diturunkan 1.

Jangkauan untuk lengan bawah dikembangkan oleh Grandjean dan Tichauser adalah:

- 1 untuk $60-100^{\circ}$ *flexion*.
- 2 untuk kurang dari 60° atau lebih dari 100° *flexion*.

Jika lengan bawah bekerja melewati bagian tengah atau keluar tubuh maka nilai ditambah 1.

Nilai untuk pergelangan tangan diberi oleh *Health and Safety Executive* adalah sebagai berikut:

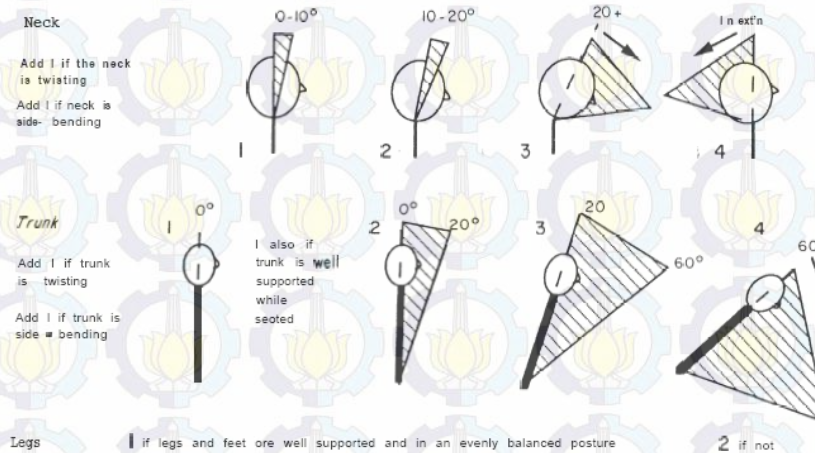
- 1 jika dalam keadaan netral.
- 2 untuk $0-15^{\circ}$ salah satu *flexion* atau *extension*.
- 3 untuk 15° atau lebih salah satu *flexion* atau *extension*.

Jika salah satu pergelangan tangan mengalami penyimpanan *radial* atau nilai *Pronation and supination* dari pergelangan tangan (*wrist twist*) ditentukan sekitar daerah netral oleh Tichauser adalah:

- 1 jika pergelangan tangan berada dalam arah tengah dari puntiran.
- 2 jika pergelangan tangan berada dekat dari akhir jangkauan pergelangan tangan.



Untuk grup B ditunjukkan pada gambar 2.10 dibawah ini.



Gambar 2.9 Grup B Analisa RULA(McAtamney, 1993)

Jangkauan sikap tubuh untuk leher didasarkan pada penelitian Chaffin and Kilbom et al. Nilai dari jangkauan adalah:

- 1 untuk $0-10^{\circ}$ flexion.
- 2 untuk $10-20^{\circ}$ flexion.
- 3 untuk 20° atau lebih flexion.
- 4 jika dalam extension.

Jika leher dipuntir nilai sikap bertambah 1. Jika leher dipuntir kearah samping maka nilai ditambah 1.

Nilai jangkauan untuk punggung dikembangkan oleh Drury, Grandjean dan Grandjean et al adalah sebagai berikut:

- 1 ketika duduk dan didukung dengan baik oleh *hip-trunk* dengan sudut 90° atau lebih.
- 2 untuk $0-20^{\circ}$ flexion.
- 3 untuk $20-60^{\circ}$ flexion.
- 4 untuk 60° atau lebih flexion.

Jika punggung dipuntir maka nilai ditambah 1. jika punggung dipuntir kearah samping nilai ditambah 1.

Nilai posisi kaki ditentukan sebagai berikut:



- 1 jika betis dan kaki didukung dengan baik pada saat duduk dengan berat pada keadaan kesimbangan.
- 1 jika berdiri dengan berat tubuh didistribusikan pada kedua kaki.
- 2. jika betis dan kaki tidak didukung atau berat tubuh tidak seimbang..

Nilai akhir menandakan perkiraan terjadinya resiko kecelakaan yang disebabkan karena beban pada sistem otot dan rangka menggunakan angka 1 sampai 7. Sikap tubuh yang mempunyai range nilai 1 dan 2 menunjukkan bahwa sikap tubuh tersebut diterima dan tidak perlu dirubah untuk jangka panjang. Nilai 3 dan 4 menandakan bahwa sikap kerja berada diantara range gerakan yang ditentukan akan tetapi untuk kerja berulang-ulang investigasi lebih lanjut diperlukan dan perubahan terhadap sikap tubuh hanya sebatas masukan. Nilai 5 dan 6 menunjukkan bahwa sikap kerja berada diluar range gerakan yang ditentukan. Oleh karena itu diperlukan suatu pengecekan/investigasi dan adanya perubahan terhadap sikap tubuh untuk jangka pendek dan panjang. Nilai 7 menunjukkan bahwa terjadinya kelebihan beban, sehingga perubahan sikap tubuh harus dilaksanakan baik untuk jangka pendek maupun panjang.

Tabel 2.3 Jangkauan nilai tingkat resiko cedera

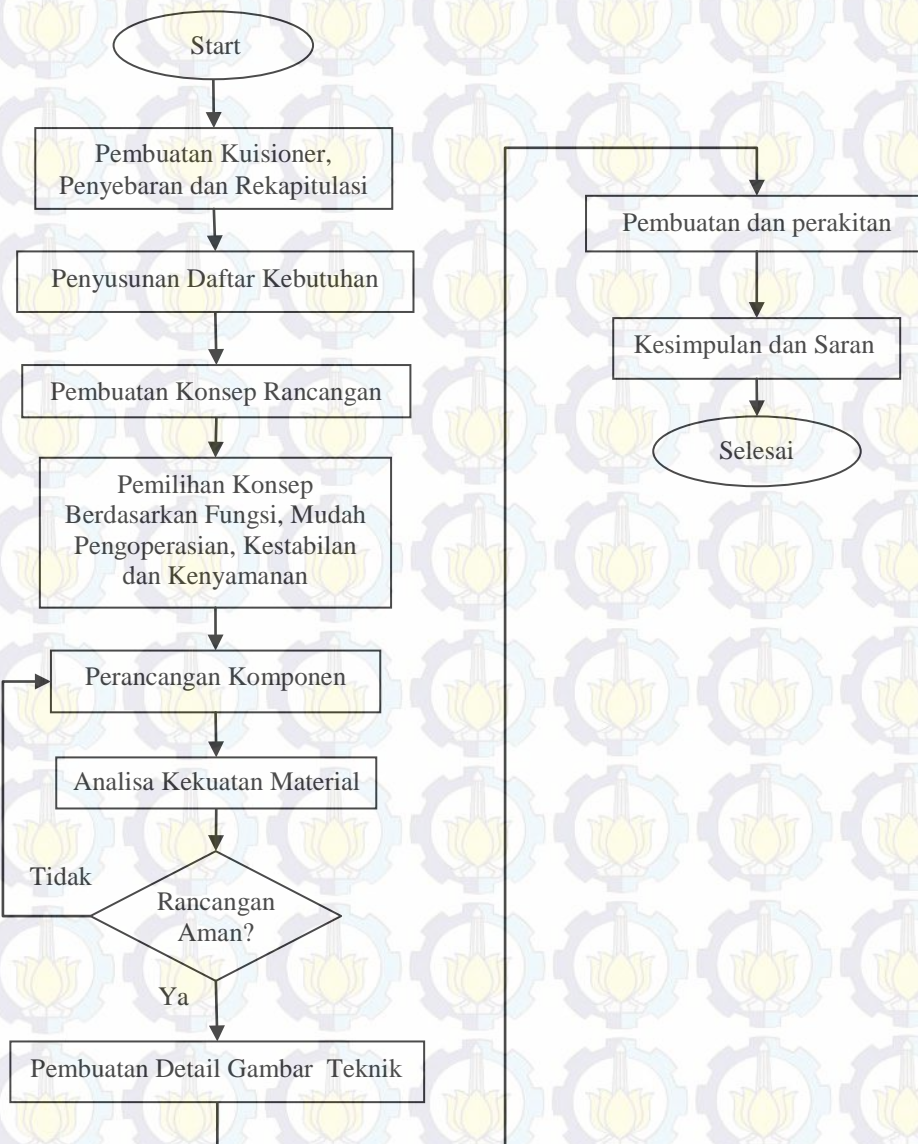
Range Nilai	Kemungkinan timbul cedera pada postur tubuh
1 dan 2	Diterima.
3 dan 4	Dibutuhkan penyelidikan lebih jauh dan mungkin saja perubahan diperlukan
5 dan 6	Dibutuhkan penyelidikan dan perubahan segera
7	Dibutuhkan penyelidikan dan perubahan sesegera mungkin (mendesak)

Sumber: McAtamney, 1993



BAB 3 METODA PENELITIAN

Dalam menyelesaikan perancangan sepeda untuk pasien pasca stroke ini, dibuat tahapan penyelesaiannya seperti pada skema atau bagan alir yang dapat dilihat dibawah ini:



Gambar 3.1 Diagram alir perancangan sepeda untuk pasien pasca stroke



3.1 Pembuatan Kuisisioner, Penyebaran dan Rekapitulasi

Pada tahap ini dilakukan pembuatan kuisisioner dan dilakukan penyebaran kuisisioner. Adapun respondennya berjumlah 60 orang yang terdiri dari mantan penderita stroke, keluarga penderita, masyarakat sekitar dan mahasiswa. Contoh kuisisioner dapat dilihat pada lampiran. Setelah kuisisioner diisi selanjutnya dilakukan rekapitulasi terhadap hasil kuisisioner untuk mengetahui hasil dari pendapat responden. Hasil rekapitulasi kuisisioner bisa dilihat pada table 3.1 adalah sebagai berikut:

Tabel 3.1 Hasil Rekapitulasi Kuisisioner Sepeda untuk pasien pasca stroke


No	Pertanyaan	Jumlah	Nilai Prosentase
1	Apakah anda pernah mendengar produk sepeda rehabilitasi pasca stroke		
	Ya	12	20.0
	Tidak	48	80.0
2	Dari keempat konsep gambar dibawah ini, manakah model yang anda pilih		
	Konsep 1	9	15.0
	Konsep 2	39	65.0
	Konsep 3	2	3.3
	Konsep 4	10	16.7
3	Apakah sepeda yang anda inginkan dapat digunakan di dalam dan di luar ruangan		
	Hanya di luar ruangan	6	10.0
	Hanya di dalam ruangan	0	0.0
	Kedua-duanya	54	90.0
4	Bila anda memiliki sepeda untuk pasien pasca stroke, kriteria apa saja yang anda butuhkan		
	Multifungsi	37	61.7
	Mudah digunakan	33	55.0
	Kuat	28	46.7
	Ringan	29	48.3
	Nyaman digunakan	37	61.7
	Yang lainnnya jika ada	6	10.0
5	Jika Anda mempunyai sepeda untuk pasien pasca stroke berapakah harga yang sesuai menurut kemampuan Anda		
	1 juta - 2 juta	54	90.0
	2 juta - 3 juta	5	8.3
	Diatas 3 juta	1	1.7
6	Berapakah berat yang ideal sepeda untuk pasien pasca stroke menurut Anda		
	< 10 kg	42	70.0
	10 - 15 kg	11	18.3
	15 - 25 kg	3	5.0
	25 - 30 kg	4	6.7
7	Apakah sepeda tersebut perlu dilengkapi dengan tempat menyimpan minuman (keranjang)		
	Ya	55	91.7
	Tidak	5	8.3



3.1. Penyusunan Daftar Kebutuhan

Pada tahapan ini, dari hasil rekapitulasi kuisioner maka disusun daftar kebutuhan sepeda untuk pasien pasca stroke. Dari daftar kebutuhan ini dapat dipakai sebagai pedoman untuk merancang produk. Berikut ini daftar kebutuhan sepeda untuk pasien pasca stroke, antara lain:

Tabel 3.2 Daftar Kebutuhan Produk

 Lab. P3 ITS	Teknik Mesin FTI-ITS		Halaman 1 Dari 1
	<u>Daftar kebutuhan produk</u> Sepeda untuk pasien pasca stroke		
Perubahan	S/H	Uraian Kebutuhan	Penanggung Jawab
	S	1. Model sepeda beroda tiga	
	S	2. Sepeda dapat di dalam dan di luar ruangan	
	S S	3. Multifungsi: a. Dapat digunakan sebagai alat transportasi b. Dapat digunakan sebagai alat terapi pasca stroke	
	S	4. Mudah dalam pengoperasian, dengan tuas pegangan kebelakang dan kedepan, atau dengan mengayuh	
	S S	5. Kuat dan Aman: a. Kuat menahan beban (sepeda dan pengendara) b. Tidak mudah rusak	
	S S	6. Stabil a. Stabil saat berbelok b. Stabil saat jalan datar, turunan dan tanjakan	
	S S	7. Ergonomis: a. Nyaman digunakan b. Resiko cedera tubuh kecil (2-3)	
	H	8. Berat sepeda tidak melebihi 10 kg	
	H	9. Dilengkapi dengan keranjang	
	H	10. Harga jual dibawah 2 juta	

Sumber: Lab. P3 ITS

Keterangan:

S = Syarat

H = Harapan

3.3 Pembuatan Konsep Rancangan

Pada tahapan ini yang pertama dilakukan adalah berdasarkan dari hasil kuisisioner, dibuat daftar kebutuhan untuk dijadikan sebagai dasar dalam pembuatan konsep sepeda untuk pasien pasca stroke. Konsep yang dibuat terdiri dari dua konsep yang berbeda, tanpa diberi ukuran detail, tetapi hanya bentuk dan dimensi dasar produk. Konsep rancangan dapat dilihat pada gambar berikut ini:

3.3.1 Alternatif Konsep 1

Konsep ini dilengkapi dengan tiga roda yang terdiri dari dua roda di depan dan satu roda dibelakang. Dilengkapi dengan pedal kayuh, dimana posisi kaki pengendara berada agak ke depan dan pergerakan kaki dengan cara dikayuh, transmisi menggunakan rantai dan sproket bertingkat. Selain menggunakan kaki konsep ini juga dapat menggunakan tangan sebagai pengayuh, dimana posisi tangan berada pada tuas stang dan pergerakannya dengan cara menarik tuas dan mendorongnya, untuk pergerakan belok dengan cara menggerakkan tuas kekanan dan ke kiri, transmisi menggunakan tuas dan eksentrik serta diteruskan rantai dan sproket. Konsep1 dapat dilihat pada gambar 3.2.



Gambar 3.2 Konsep 1

3.3.2 Alternatif Konsep 2

Konsep ini dilengkapi dengan tiga roda yang terdiri dari satu roda di depan dan dua roda dibelakang. Posisi kaki pengendara berada dibawah dan pergerakan kaki dengan cara dikayuh, transmisi menggunakan rantai dan sprocket. Selain menggunakan kaki konsep ini juga dapat menggunakan tangan sebagai pengayuh,



dimana posisi tangan berada pada tuas stang dan pergerakannya dengan cara menarik tuas dan mendorong, untuk pergerakan belok dengan cara menggerakkan tuas miring kekanan dan ke kiri, transmisi menggunakan tuas dan eksentrik diteruskan rantai dan sprocket.



Gambar 3.3 Konsep 2

3.4 Pemilihan Konsep

Tahapan selanjutnya yaitu pemilihan konsep yang akan dikembangkan dari dua alternatif konsep yang telah dibuat. Dalam pemilihan konsep menggunakan pertimbangan yang berasal dari spesifikasi teknis yang telah ditentukan yaitu fungsi, kemudahan pengoperasian, stabilitas dan kenyamanan.

3.4.1 Berdasarkan Fungsi

Secara fungsi kedua konsep dapat difungsikan sebagai kayuh kaki dan kayuh tangan. Dari konsep yang dibuat dapat diambil kesimpulan bahwa kedua konsep dapat berfungsi sebagai alat transportasi dan dapat digunakan alat terapi fisik bagi pasien pasca stroke.

3.4.2 Kemudahan Operasional

Konsep 1 untuk gerakan kayuh kaki cukup menggerakkan kaki dengan cara dikayuh maka sepeda dapat berjalan sedangkan kayuh tangan cukup



menggerakkan tuas kemudi ke depan dan ke belakang sepeda dapat berjalan. Untuk gerakan belok dengan cara memutar kemudi ke kanan dan ke kiri.

Konsep 2 untuk gerakan kayuh kaki dan tangan sama seperti konsep 1, hanya gerakan belok dengan cara memiringkan kemudi ke kiri dan ke kanan.

Dari konsep yang dibuat dapat diambil kesimpulan bahwa kedua konsep dapat dioperasikan dengan mudah.

3.4.3 Analisa Kestabilan

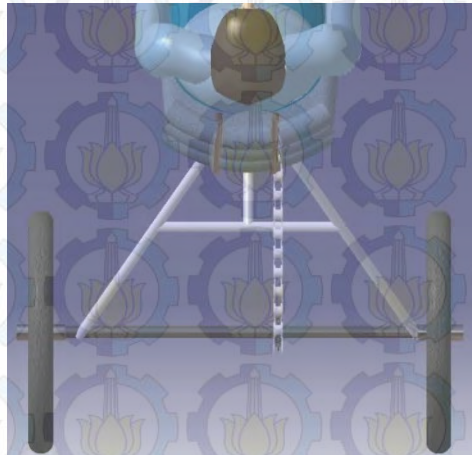
- Berdasarkan Transmisi Penggerak Roda Belakang

Berdasarkan transmisi penggerak roda belakang yang digunakan pada konsep 1, yaitu menggunakan transmisi sprocket dan rantai yang dihubungkan untuk menggerakkan satu roda di belakang, ini terlihat pada gambar 3.4.



Gambar 3.4 Konsep 1 dengan satu roda dibelakang

Sedangkan untuk konsep 2, yaitu menggunakan transmisi sprocket dan rantai yang dihubungkan untuk menggerakkan dua roda di belakang secara bersamaan. Konsep 2 dengan dua roda dibelakang dapat dilihat pada gambar 3.5.



Gambar 3.5 Konsep 2 dengan dua roda dibelakang

Dari kedua konsep yang dibuat dapat diambil kesimpulan bahwa konsep 1 lebih stabil saat belok, karena hanya menggerakkan satu roda. Sedangkan untuk konsep 2 pada saat belok salah satu roda akan terjadi slip, karena saat belok putaran kedua roda harus berbeda, dimana salah satu putaran roda harus berbeda yaitu lebih cepat dari roda satunya atau sebaliknya tergantung dari arah belokannya.

- Berdasarkan Perhitungan Kendaraan Agar Tidak Guling

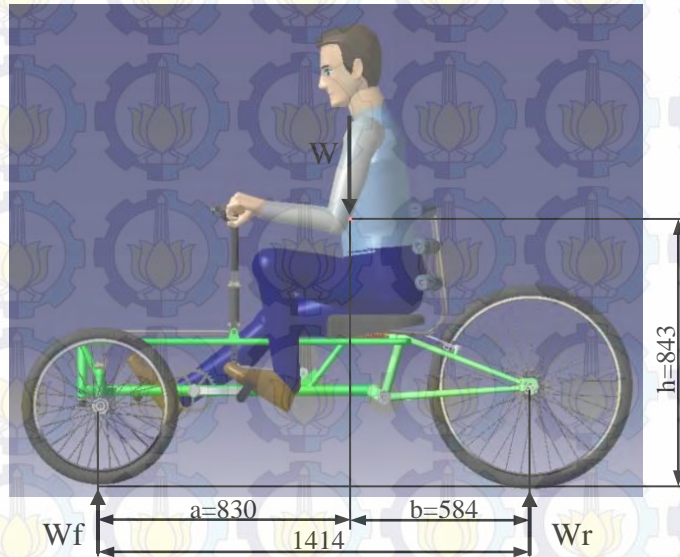
Stabilitas dari kendaraan dipengaruhi oleh arah belok roda kemudi. Kendaraan pada saat belok mempunyai radius belok, untuk mengukur besarnya radius belok ideal (*ackerman*) secara sederhana dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan 2.14, sudut belok roda untuk konsep 1 dan 2 diasumsikan sama sebesar $\delta_f = 27,5^\circ$, beban yang diterima diasumsikan 100 kg = 981 N, perhitungannya adalah sebagai berikut:

- a. Mencari Titik Berat

Posisi titik berat sangatlah penting, karena akan mempengaruhi kestabilan dari rancangan sepeda. Untuk menentukan dimana posisi titik berat dari rancangan konsep 1 dan rancangan konsep 2 didapat dengan bantuan *software CATIA*, untuk lebih jelasnya bisa dilihat pada gambar 3.6 dan 3.7.

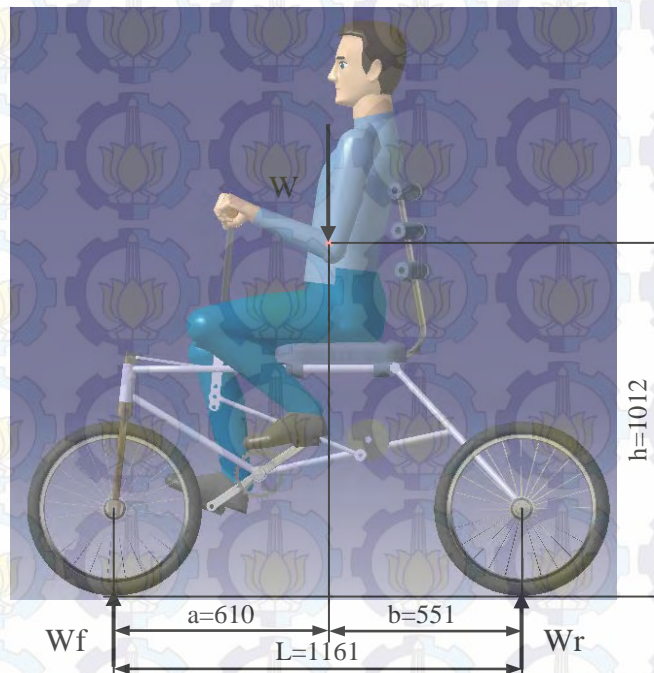


- Konsep1



Gambar 3.6 Posisi Titik Berat Konsep 1

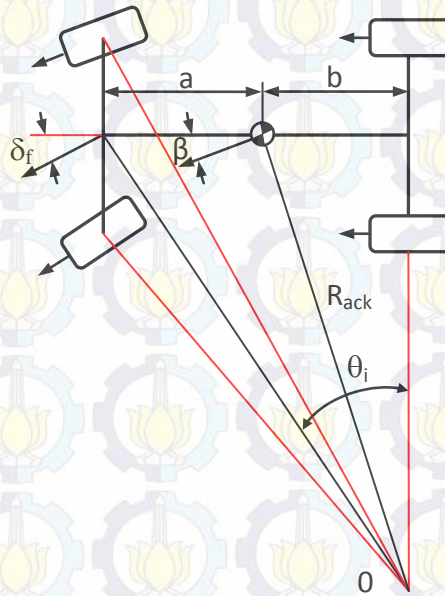
- Konsep 2



Gambar 3.7 Posisi Titik Berat Konsep 2

b. Mencari Radius Belok

Radius belok kendaraan akan mempengaruhi arah belok dari kendaraan, dimana semakin panjang radius belok maka semakin jauh arah kendaraan, begitu juga sebaliknya. Gambar 3.8 menunjukkan dimana kondisi ideal kendaraan saat belok.



Gambar 3.8 Kondisi ideal kendaraan saat belok

- Menghitung radius belok ideal (*ackerman*) konsep 1

$$R_{ack} = \frac{a + b}{\delta_f} 57,29$$

$$R_{ack} = \frac{830 + 584}{27,5} 57,29 = 2945,7 \text{ mm} = 2,9 \text{ m}$$

- Menghitung radius belok ideal (*ackerman*) konsep 2

$$R_{ack} = \frac{a + b}{\delta_f} 57,29$$

$$R_{ack} = \frac{610 + 551}{27,5} 57,29 = 2418,7 \text{ mm} = 2,4 \text{ m}$$



Dari hasil perhitungan radius belok ideal (*ackerman*) kedua rancangan konsep, maka untuk membandingkan analisa kestabilan kedua konsep dapat diasumsikan radius beloknya 3 m.

c. Menghitung Kecepatan Maksimum Kendaraan Agar Tidak Guling

Untuk menghitung kecepatan maksimum yang diijinkan agar sepeda ini tidak guling saat berbelok dapat menggunakan persamaan 2.18, perhitungannya adalah sebagai berikut:

- Rancangan konsep 1, dengan jarak antara dua roda depan 921 mm= 0,921 m.

$$V_{g \max} = \sqrt{\frac{R \cdot g \cdot t}{2h}}$$

$$V_{g \max} = \sqrt{\frac{3.9,81.0,921}{2.0,843}}$$

$$V_{g \max} = 4,01 \text{ m/det} = 14,4 \text{ km/jam} \approx 14 \text{ km/jam}$$

- Rancangan konsep 2, dengan jarak antara dua roda depan 822 mm:

$$V_{g \max} = \sqrt{\frac{R \cdot g \cdot t}{2h}}$$

$$V_{g \max} = \sqrt{\frac{3.9,81.0,822}{2.1,012}}$$

$$V_{g \max} = 3,45 \text{ m/det} = 12,42 \text{ km/jam} \approx 12 \text{ km/jam}$$

Dari hasil perhitungan dan penentuan kedua konsep tersebut akan dipilih satu konsep yang paling memenuhi syarat stabilitas. Hasil yang didapat untuk penilaian stabilitas didapat kecepatan maksimum sepeda saat belok agar tidak guling adalah 14 km/jam untuk konsep 1 dan 12 km/jam untuk konsep 2. Dari hasil analisa kestabilan kedua konsep tersebut dipilih konsep 1, karena pada kecepatan 14 km/jam sepeda masih dalam keadaan stabil.



3.4.4 Analisa Resiko Cedera dengan Metode RULA

Agar sepeda nyaman untuk digunakan, dimana pada saat pengendara mengayuh dengan kaki atau tangan yang dilakukan secara berulang, maka perancangan sepeda harus ergonomis atau memiliki nilai tingkat risiko cedera bagi pengendara yang minimum. Untuk mengevaluasi hasil dari rancangan, apakah sepeda dapat memenuhi nilai tingkat risiko cedera tubuh yang minimum (nyaman-ergonomis) dilakukan analisa dengan perhitungan nilai risiko cedera yang mungkin terjadi pada bagian tubuh pengendara saat menaiki sepeda. Analisa tingkat risiko cedera tubuh yang digunakan adalah metode RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*) dengan bantuan software CATIA V5R20.

➤ Konsep 1

Untuk mengawali analisa tersebut dibuat manikin dengan menggunakan software CATIA V5R20 yang menggambarkan ukuran tubuh (antropometri) manusia Indonesia, seperti terlihat pada gambar 3.9.



Gambar 3.9 Sepeda untuk pasien pasca stroke dengan Manikin untuk konsep 1

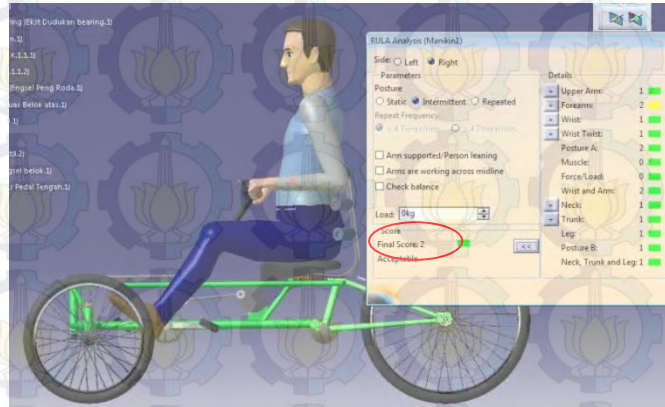
Selanjutnya dari hasil rancangan sepeda dilakukan analisa tingkat resiko cedera pengendara pada gerakan kayuh tangan dan kaki, dimana pada kondisi gerakan tersebut anggota tubuh pengendara sepeda akan menerima beban paling besar yang menyebabkan terjadinya resiko cedera tubuh paling tinggi.

a. Analisa RULA Gerakan Kayuh Tangan untuk Konsep 1

- Posisi Tangan di Belakang



Gerakan tangan menarik tuas sampai pada posisi terakhir dan kaki diam berada pada pijakan, lalu dilakukan penilaian.

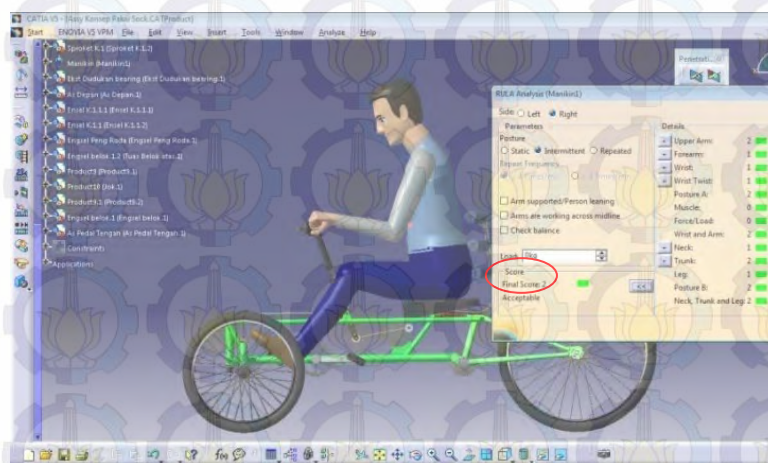


Gambar 3.10 Analisa RULA gerakan kayuh tangan pada posisi tangan di belakang untuk konsep 1 nilainya 2

Dari gambar 3.10 didapat nilai resiko cederanya adalah 2 sehingga pada posisi tersebut bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

- Posisi Tangan di Depan

Gerakan tangan mendorong tuas sampai pada posisi terdepan, badan agak dicondongkan kedepan dan kaki diam berada pada pijakan, lalu dilakukan penilaian.



Gambar 3.11 Analisa RULA gerakan kayuh tangan pada posisi tangan di depan untuk konsep 1 nilainya 2



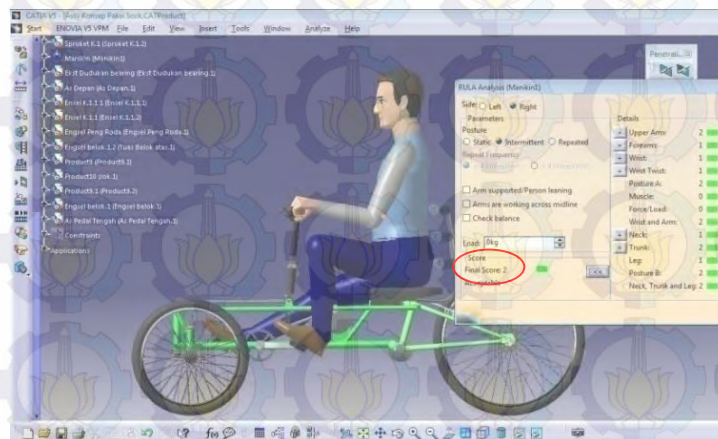
Dari gambar 3.11 didapat nilai resiko cederanya adalah 2, sehingga ketika posisi tangan didepan ataupun dibelakang bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

b. Analisa RULA Gerakan Kayuh Kaki untuk Konsep 1

Penilaian ini dilakukan untuk menilai gerakan kaki saat mengayuh. Untuk *posture* dipilih *intermittent*, karena terjadi kerja yang berulang.

- Posisi Kaki di Depan dan Belakang

Gerakan kaki kanan menekan pedal sampai pada posisi lurus dan kaki kiri berada pada pedal kiri posisi ditekuk, badan posisi tegak dan kedua tangan memegang tuas kemudi, lalu dilakukan penilaian

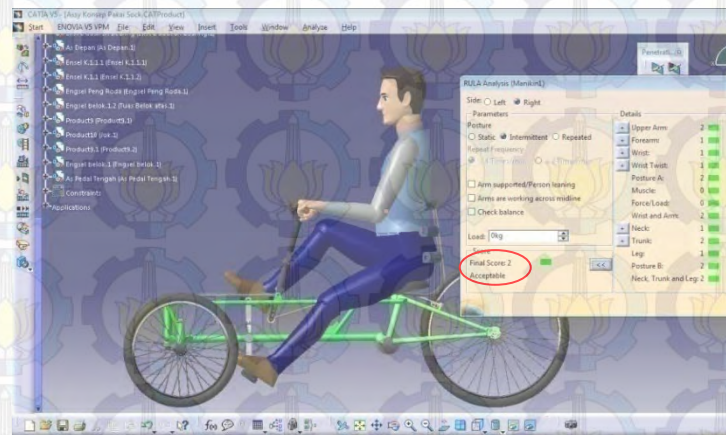


Gambar 3.12 Analisa dengan RULA gerakan kayuh kaki pada posisi kaki di depan dan belakang untuk konsep 1 nilainya 2

Dari gambar 3.12 didapat nilai resiko cederanya adalah 2, sehingga ketika posisi kaki kanan di depan ataupun kaki kiri di belakang bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

- Posisi Kaki di Atas dan Bawah

Gerakan kaki kanan menekan pedal sampai pada posisi di atas dan kaki kiri berada pada pedal kiri posisi di bawah, posisi badan tetap tegak dan kedua tangan memegang tuas kemudi, lalu dilakukan penilaian.

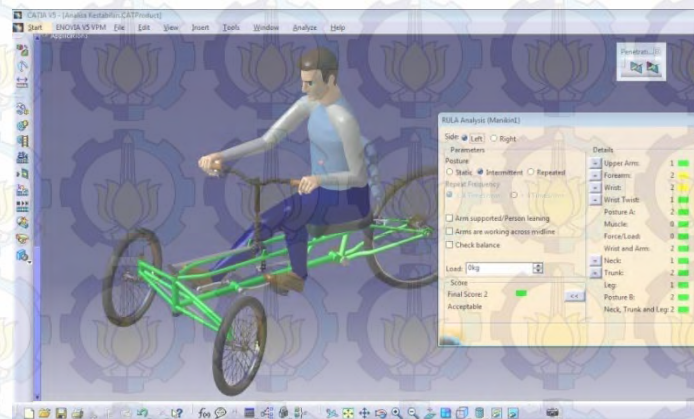


Gambar 3.13 Analisa dengan RULA gerakan kayuh kaki pada posisi kaki di atas dan bawah untuk konsep 1 nilainya 2

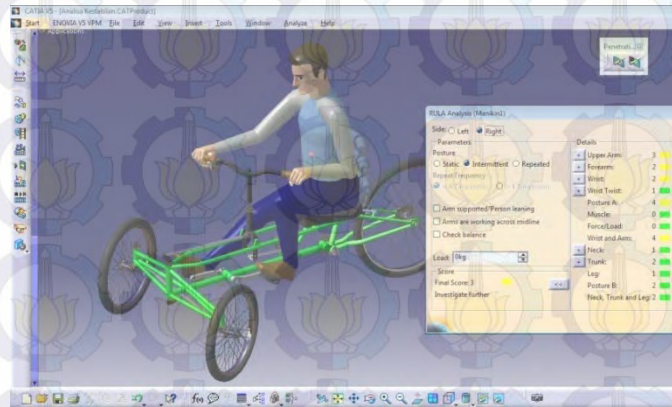
Dari gambar 3.13 didapat nilai resiko cederanya adalah 2, sehingga ketika posisi kaki kanan di atas ataupun kaki kiri di bawah bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

c. Analisa RULA Gerakan Belok untuk Konsep 1

Penilaian ini dilakukan untuk menilai gerakan tangan pada saat berbelok, yaitu tangan kanan lurus sambil memegang kemudi dan tangan kiri ditekuk sampai melebihi 90^0 , serta kaki berada pada posisi dipedal kayuh. Untuk *posture* dipilih *intermittent*, karena terjadi kerja yang dilakukan secara berulang-ulang.



Gambar 3.14 Analisa RULA gerakan tangan kiri pada saat belok untuk konsep 1 nilainya 2



Gambar 3.15 Analisa RULA gerakan tangan kanan pada saat belok untuk konsep 1 nilainya 3

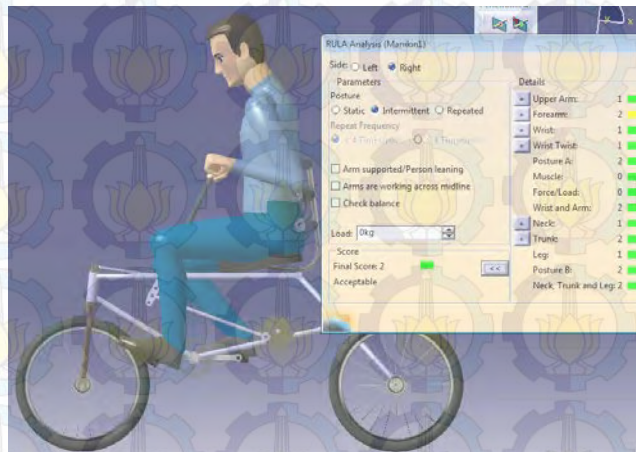
Dari analisa yang dilakukan saat berbelok gambar 3.14 didapat nilai resiko cederanya adalah 2, sehingga ketika posisi sebelah kiri yang dinilai, yaitu posisi tangan kiri ditekuk bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal. Tetapi ketika posisi sebelah kanan yang dinilai, gambar 3.15 yaitu posisi tangan kanan lurus didapat nilai resiko cederanya adalah 3, artinya sikap kerja masih berada diantara rentang gerakan yang cukup nyaman. Hasil ini menunjukkan bahwa rancangan sepeda masuk dalam kategori baik (risiko cedera cukup kecil), karena aktifitas ini dilakukan tidak secara berulang-ulang, investigasi lebih lanjut tidak diperlukan.

➤ Konsep 2

a. Analisa RULA Gerakan Kayuh Tangan untuk Konsep 2

- Posisi Tangan di Belakang

Gerakan tangan menarik tuas sampai pada posisi terakhir dan kaki diam berada pada pedal, lalu dilakukan penilaian.

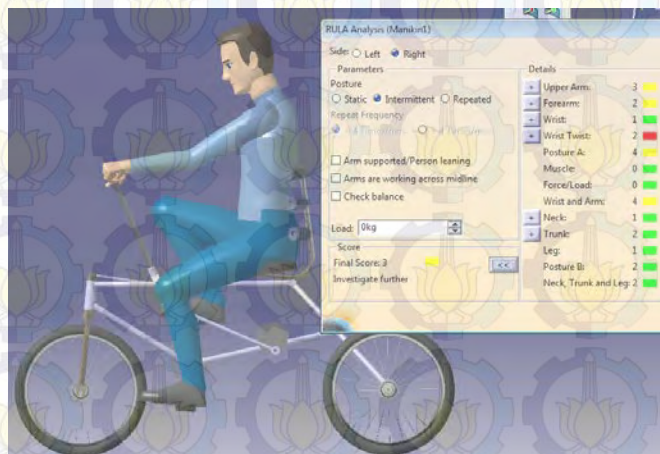


Gambar 3.16 Analisa RULA gerakan kayuh tangan pada posisi tangan di belakang untuk konsep 2 nilainya 2

Dari gambar 3.16 didapat nilai resiko cederanya adalah 2 sehingga pada posisi tersebut bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

- Posisi Tangan di Depan

Gerakan tangan mendorong tuas sampai pada posisi terdepan, badan agak dicondongkan kedepan dan kaki diam berada pada pedal, lalu dilakukan penilaian.



Gambar 3.17 Analisa RULA gerakan kayuh tangan pada posisi tangan di depan untuk konsep 2 nilainya 3

Dari gambar 3.17 didapat nilai resiko cederanya adalah 3, sehingga bisa dikatakan posisi tangan di depan masih masuk dalam kategori nyaman, tetapi



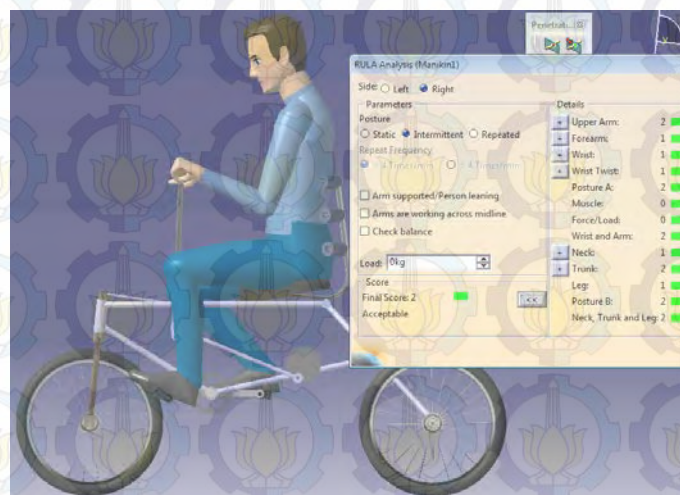
karena aktifitas ini dilakukan secara berulang-ulang, investigasi lebih lanjut diperlukan.

b. Analisa RULA Gerakan Kayuh Kaki untuk Konsep 2

Penilaian ini dilakukan untuk menilai gerakan kaki saat mengayuh. Untuk *posture* dipilih *intermittent*, karena terjadi kerja yang berulang.

- Posisi Kaki di Depan dan Belakang

Gerakan kaki kanan menekan pedal dan kaki kiri berada pada pedal kiri posisi ditekuk, badan posisi tegak dan kedua tangan memegang tuas kemudi, lalu dilakukan penilaian.

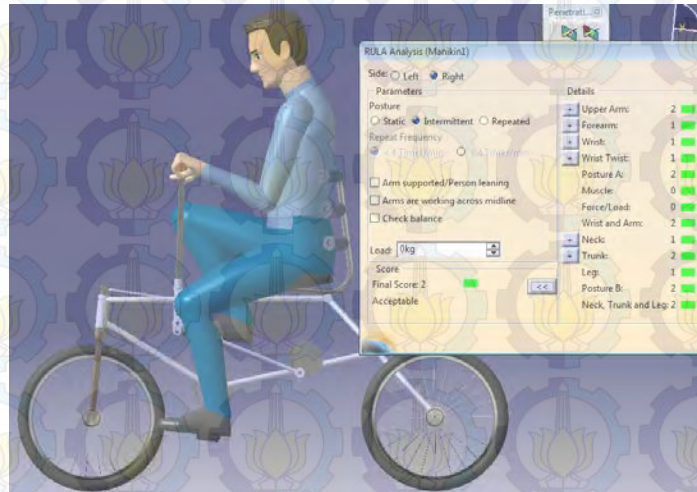


Gambar 3.18 Analisa dengan RULA gerakan kayuh kaki pada posisi kaki di depan dan belakang untuk konsep 2 nilainya 2

Dari gambar 3.18 didapat nilai resiko cederanya adalah 2, sehingga ketika posisi kaki kanan di depan ataupun kaki kiri di belakang bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

- Posisi Kaki Diatas dan Bawah

Gerakan kaki kanan menekan pedal sampai pada posisi di atas dan kaki kiri berada pada pedal kiri posisi di bawah, posisi badan tetap tegak dan kedua tangan memegang tuas kemudi, lalu dilakukan penilaian.



Gambar 3.19 Analisa dengan RULA gerakan kayuh kaki pada posisi kaki di atas dan bawah untuk konsep 2 nilainya 2

Dari gambar 3.19 didapat nilai resiko cederanya adalah 2, sehingga ketika posisi kaki kanan di atas ataupun kaki kiri di bawah bisa dikatakan ergonomis, artinya nilai resiko cedera yang didapat pada pengendara minimal.

c. Analisa RULA Gerakan Belok untuk Konsep 2

Penilaian ini dilakukan untuk menilai gerakan tangan pada saat berbelok, yaitu tangan kanan ditekuk sedikit sambil memegang kemudi dan tangan kiri ditekuk sampai melebihi 90^0 pinggang diputar sedikit, serta kaki berada pada posisi pedal kayuh. Untuk *posture* dipilih *intermittent*, karena terjadi kerja yang dilakukan secara berulang-ulang.



Gambar 3.20 Analisa RULA untuk tangan kiri pada gerakan belok untuk konsep 2 nilainya 3



Gambar 3.21 Analisa RULA untuk tangan kanan pada gerakan belok untuk konsep 2 nilainya 3

Dari analisa RULA yang telah dilakukan pada masing-masing posisi tersebut diatas, maka dapat diketahui bahwa desain sepeda untuk pasien pasca stroke untuk konsep 2 masih masuk dalam kategori nyaman, ini bisa dilihat dari nilai masing resiko cederanya yaitu 2-3. Hanya saja untuk analisa RULA gerakan kayuh tangan pada posisi tangan di depan, perlu dilakukan investigasi lebih lanjut, karena aktifitas tersebut dilakukan secara berulang-ulang.

3.4.5 Penetapan Konsep Terpilih

Dari beberapa analisa yang sudah dilakukan, dibuat tabel perbandingan antara konsep 1 dan konsep 2. uraian hasil penilaian konsep tersebut dapat dilihat pada tabel 3.3 adalah sebagai berikut:

Tabel 3.3 Perbandingan antara Konsep1 dan Konsep 2

No	Kriteria	Konsep 1	Konsep 2	Keterangan
1	Fungsi	Baik	Baik	Kedua konsep dapat memenuhi fungsi
2	Pengoperasian	Mudah	Mudah	Kedua konsep dapat digunakan dg mudah
3	Stabilitas saat belok	Stabil	Kurang Stabil	
4	Kenyamanan (RULA) - Kayuh tangan di belakang - Kayuh tangan di depan - Kayuh kaki posisi pedal mendatar - Kayuh kaki posisi pedal tegak lurus - Gerakan belok pada tangan kanan - Gerakan belok pada tangan kiri	2 2 2 2 2 3	2 3 2 2 3 3	Dari analisa masing-masing anggota tubuh pengendara, konsep 1 lebih nyaman dari pada konsep 2



Dari hasil analisa kedua konsep berdasarkan spesifikasi teknis yang telah ditentukan yaitu fungsi, kemudahan pengoperasian, stabilitas dan kenyamanan, maka dapat diputuskan bahwa konsep yang dipilih adalah konsep1.

3.5 Perancangan Komponen Sepeda untuk Pasien Pasca Stroke

Dari konsep yang terpilih dilakukan proses perancangan detail komponen sepeda sebagai berikut:

- a. Merancang komponen sepeda untuk pasien pasca stroke dengan menentukan ukuran, toleransi dan pemilihan material dari sepeda.
- b. Simulasi analisa kekuatan material rangka sepeda dengan bantuan *software CATIA V5R20*

Pada tahap ini dilakukan pemilihan material yang akan digunakan dan dilakukan uji struktur rangka sepeda untuk pasien pasca stroke dengan bantuan *software CATIA*. Pengujian struktur hanya dilakukan pada beban yang dihitung dari berat pengendara dan rangka sepeda secara statis.

3.6 Pembuatan Detail Gambar Teknik

Tahapan selanjutnya dari rancangan yang telah dibuat dilakukan pembuatan gambar bagian-bagian dari sepeda secara detail, lengkap dengan ukuran dan toleransinya. Pembuatan gambar dilakukan dengan menggunakan bantuan *software CATIA V5R20*.

3.7 Pembuatan dan Perakitan

Pada tahapan ini dilakukan pembuatan komponen-komponen utama (rangka sepeda, pengayuh, pengarah kemudi) berdasarkan gambar detail yang sudah dibuat. Setelah semua komponen dibuat, dilakukan proses perakitan dengan produk standar seperti roda, rem, rantai, *sprocket*, *freewheel* dan lain-lain.

3.8 Kesimpulan dan Saran

Tahapan ini adalah dari hasil pembuatan dan pengujian yang sudah dilakukan dapat diambil kesimpulan dan saran untuk perbaikan dikemudian hari.



BAB 4

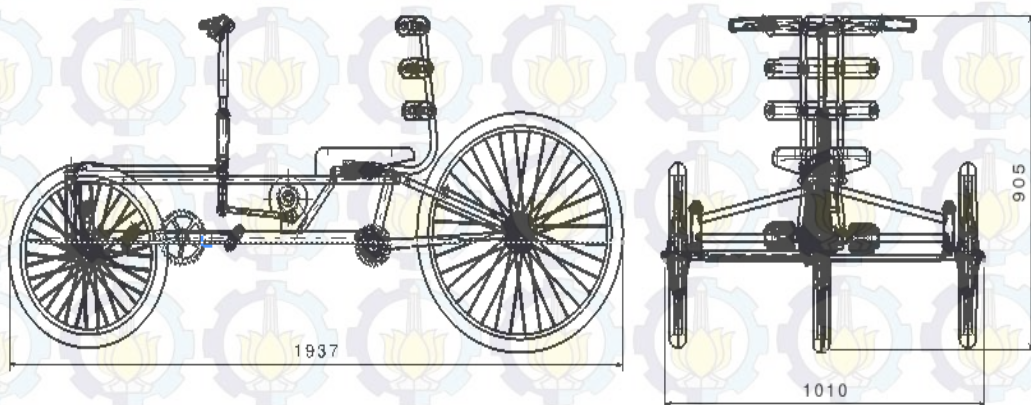
PERANCANGAN KOMPONEN SEPEDA UNTUK PASIEN PASCA STROKE

Dari hasil pemilihan konsep yang sudah dilakukan, didapat satu konsep sepeda dengan dua roda di depan. Langkah selanjutnya dilakukan perancangan detail komponen sepeda yang meliputi:

- Penentuan dimensi umum sepeda, rancangan rangka dan material serta ukurannya.
- Analisa kekuatan material rangka dan analisa RULA untuk mengevaluasi tingkat kenyamanan sepeda.
- Langkah akhir dari perancangan komponen tersebut adalah membuat gambar detail sepeda dalam gambar teknik.

4.1 Dimensi Umum Sepeda

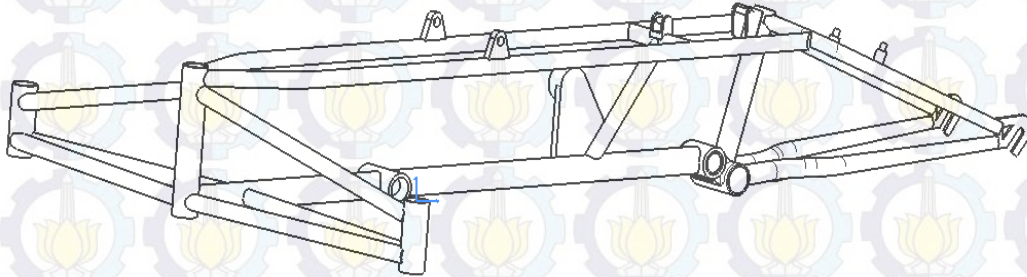
Untuk merancang komponen sepeda untuk pasien pasca stroke, maka pada awal ditetapkan dimensi sepeda secara umum untuk dapat dikendarai oleh orang Indonesia dengan tinggi badan 150 - 180 cm dan berat maksimum 100 kg. Dimensi sepeda dan rancangan dapat dilihat pada gambar 4.1.



Gambar 4.1 Rancangan sepeda untuk pasien pasca stroke

4.2 Pemilihan Material dan Analisa Kekuatan Material Rangka

Rancangan rangka sepeda untuk pasien pasca stroke, identifikasi komponen utama yaitu rangka dapat dilihat pada gambar 4.2.



Gambar 4.2 Rangka sepeda untuk pasien pasca stroke

4.2.1 Pemilihan Material

Untuk memenuhi berbagai aspek antara lain kenyamanan, keselamatan pengendara dan harga yang terjangkau, ada beberapa hal yang harus dipenuhi, seperti, menentukan material yang akan digunakan dan menghitung kekuatan material tersebut. Dalam pemilihan material rangka sepeda, kriteria-kriterianya adalah sebagai berikut:

1. Material harus mampu menahan beban pengendara.
2. Material yang digunakan mudah didapat di pasaran lokal.
3. Material ringan berbentuk pipa dan mudah dibentuk.
4. Material bisa disambung dengan sambungan las.
5. Harga material terjangkau.

Dari kriteria-kriteria pemilihan material rangka, maka dipilih material rangka berbahan St. 37 berbentuk pipa, karena material ini dapat memenuhi kriteria yang ada, yaitu kuat, mudah didapat dan dibentuk, dapat disambung dengan las dan harga murah.

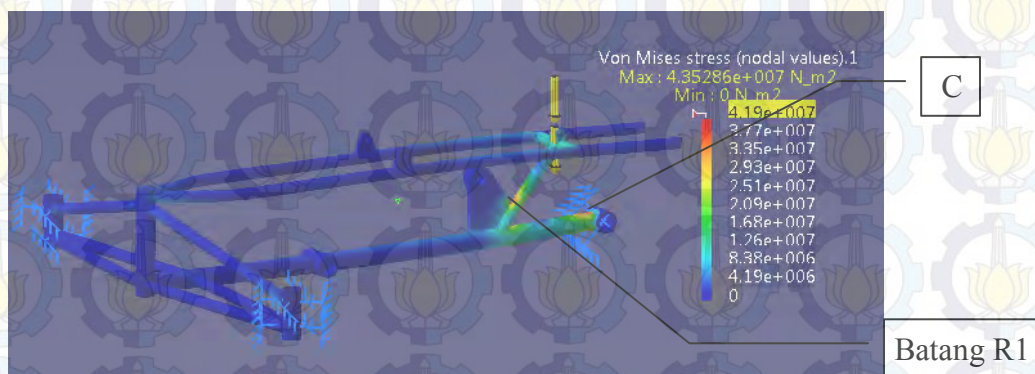
4.2.2 Analisa Kekuatan Material

Analisa dilakukan untuk mengetahui kekuatan rangka dalam menahan beban pengendara dan beban rangka sepeda. Beban maksimum yang diberikan diasumsikan sebesar 100 kg atau 981N. Dari hasil analisa bisa dikatakan aman

bila beban terbesar yang diterima rangka sepeda lebih kecil dari tegangan ijin material. Dimana rangka menggunakan bahan St. 37, mempunyai kekuatan tarik maksimumnya 370 N/mm² sampai 450 N/mm².

a. Analisa Kekuatan Material dengan Bantuan *Software CATIA*

Dengan bantuan *software CATIA* dapat dilihat tegangan maksimum dan minimum pada saat pembebanan yang ditunjukkan dengan adanya perubahan warna pada batang, ini bisa dilihat dari gambar 4.3.



Gambar 4.3 Simulasi analisa tegangan maksimum pada rangka depan

Dari hasil simulasi menggunakan *software CATIA* didapatkan tegangan maksimum yang terjadi pada rangka depan yaitu batang R1 yang berwarna merah adalah sebesar 4.35x10⁷ N/m². Setelah didapat hasil perhitungan tegangan von misesnya, maka selanjutnya dilakukan evaluasi kegagalan material akibat pembebanan. Untuk mengevaluasi hasil rancangan digunakan persamaan 2.3, yaitu:

$$\sigma_t \text{ maksimum} \leq \frac{S_{ut}}{N}$$

σ_t = Tegangan tarik maksimum desain

S_{ut} = Tegangan tarik maksimum material

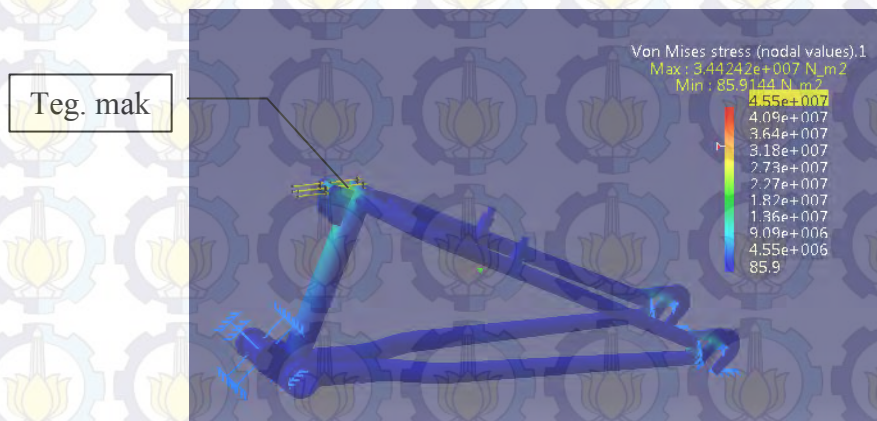
N = Faktor Keamanan

Dalam perhitungan analisa tegangan, dimana berdasarkan tabel 2.2 untuk material baja lunak dengan *mild shock*, faktor keamanan yang digunakan adalah 3,

Perhitungan tegangan maksimum yang terjadi pada rangka depan adalah sebagai berikut:

$$\sigma_{t \text{ maksimum}} \leq \frac{3,7 \times 10^8 \text{ N/m}^2}{3} = 1,23 \times 10^8 \text{ N/m}^2$$

Dari hasil perhitungan didapat tegangan maksimum pada rangka depan yaitu batang R1 sebesar $4.35 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, lebih kecil dari tegangan maksimum dari material sebesar $1,23 \times 10^8 \text{ N/m}^2$. Dengan kata lain rangka aman untuk digunakan. Analisa selanjutnya dilakukan terhadap rangka bagian belakang. Dengan bantuan *software CATIA* hasil analisa tegangan pada bagian belakang rangka yaitu dapat dilihat pada gambar 4.4.



Gambar 4.4 Simulasi analisa tegangan maksimum pada rangka belakang

Dari hasil perhitungan menggunakan *software CATIA* didapatkan tegangan maksimum yang terjadi pada rangka belakang yaitu pada bagian atas dudukan sockbreker adalah sebesar $3.44 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, terletak pada poros dudukan peredam getaran. Setelah didapat hasil perhitungan tegangan von misesnya, maka selanjutnya dilakukan evaluasi kegagalan material akibat pembebanan, yaitu dengan persamaan 2.3.

$$\sigma_{t \text{ maksimum}} \leq \frac{3,7 \times 10^8 \text{ N/m}^2}{3} = 1,23 \times 10^8 \text{ N/m}^2$$

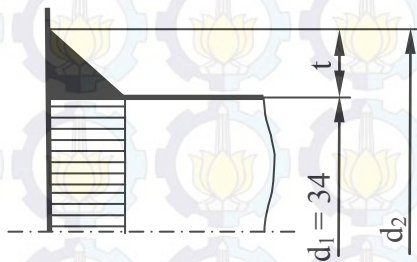
Dari hasil perhitungan didapat tegangan maksimum pada rangka belakang sebesar $3,44 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, lebih kecil dari tegangan maksimum dari material sebesar



$1,23 \times 10^8 \text{ N/m}^2$. Dengan kata lain rangka aman untuk digunakan menerima beban 100 kg.

b. Analisa Kekuatan Las

Proses pengelasan dengan SMAW, elektroda yang digunakan untuk mengelas berdasarkan standar sistem AWS (*American Welding Society*) yaitu E 6013 dengan diameter 2.6 mm, faktor keamanan yang digunakan 7, berdasarkan AWS. A5.1 tegangan ijinnya adalah 60.000 Psi $\approx 413 \text{ N/mm}^2$.



Dimana:

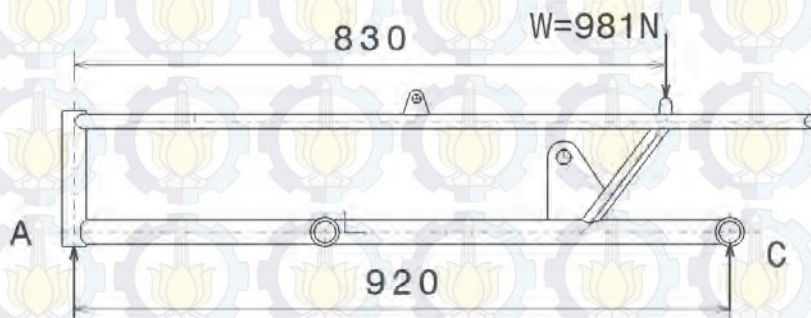
t = Tebal las

d1 = Diameter pipa

d2 = Diameter pengelasan

- Hitung Tebal Las

Berdasarkan hukum Hooke bahwa tengangan desain tidak boleh melebihi tengangan ijin dari material. Untuk mengetahui tebal pengelasan agar kuat menahan beban, maka dicari tegangan maksimum yang terjadi pada sambungan pengelasan. Berdasarkan hasil analisa dengan menggunakan software Catia, gambar 4.3, didapat pada daerah C.



Gambar 4.5 *Free body diagram* untuk menghitung gaya maksimum pada sambungan las



- Menghitung Reaksi Gaya pada C

$$\Sigma MA = 0$$

$$FC \cdot 0,920 - W \cdot 0,830 = 0$$

$$FC \cdot 0,920 - 981,0,830 = 0$$

$$FC = 885 \text{ N}$$

- Menghitung Luas Penampang Pengelasan

$$\tau_{\text{mak}} \leq \frac{S_{\text{ut}}}{N}$$

$$\tau_{\text{mak}} \leq \frac{413 \cdot 0,7}{7} = 41,3 \text{ N/mm}^2$$

$$\tau_{\text{mak}} = \frac{FC}{A} \rightarrow A = \frac{FC}{\tau_{\text{mak}}} \rightarrow A = \frac{885}{41,3} = 21,43 \text{ mm}^2$$

$$A_1 = \frac{\pi \cdot d_1^2}{4} = \frac{\pi \cdot 34^2}{4} = 907 \text{ mm}^2$$

$$d_2 = d_1 + 2t$$

$$A_2 = \frac{\pi \cdot d_2^2}{4} = \frac{\pi(d_1 + 2t)^2}{4}$$

- Maka Tebal Pengelasan:

$$A = A_2 - A_1 \rightarrow A = \frac{\pi(d_1 + 2t)^2}{4} - A_1 \rightarrow A + A_1 = \frac{\pi(d_1 + 2t)^2}{4}$$

$$4(A + A_1) = \pi(d_1 + 2t)^2 \rightarrow \frac{4(A + A_1)}{\pi} = (d_1 + 2t)^2$$

$$\sqrt{\frac{4(A + A_1)}{\pi}} - d_1 = 2t \rightarrow t = \frac{\sqrt{\frac{4(A + A_1)}{\pi}} - d_1}{2}$$

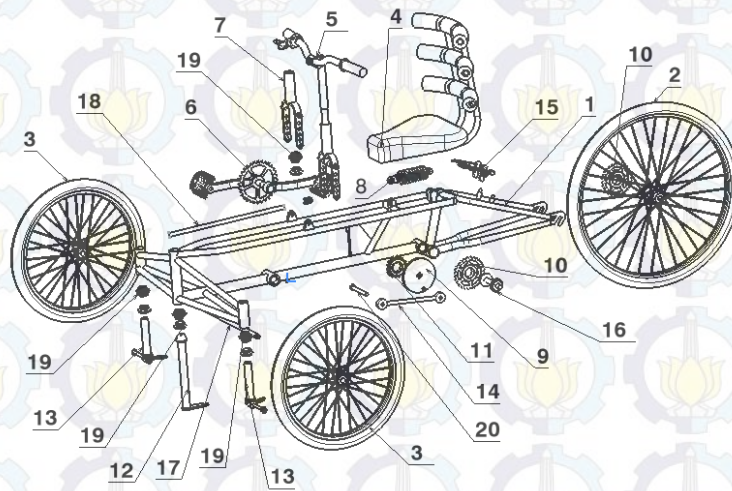
$$t = \frac{\sqrt{\frac{4(21,43 + 907)}{\pi}} - 34}{2} = 0,2 \text{ mm}$$

Dari hasil perhitungan kekuatan las dengan gaya yang diterima sebesar 885 N didapat tebal pengelasannya (t) adalah 0,2 mm, untuk memudahkan dalam proses pengelasan maka tebal pengelasan yang digunakan adalah 2 mm.



4.3 Pembuatan Detail Gambar Teknik

Dari hasil analisa yang sudah dilakukan rancangan masuk dalam kategori aman dan nyaman, sehingga sebelum dilakukan proses pembuatan, dibuat gambar teknik yang dilengkapi dengan gambar detail dari komponen terlebih dahulu. Pembuatan gambar teknik dilakukan dengan menggunakan software CATIA V5R20.



Gambar 4.6 Detail Gambar Teknik

Tabel 4.1 Detail Komponen Sepeda untuk Pasien Pasca Stroke

No	Nama Komponen	Jumlah	Keterangan
1	Rangka	1	
2	Roda Belakang	1	26 inch
3	Roda Depan	2	20 inch
4	Sadel	1	
5	Tuas Kemudi	1	
6	Pedal Kayuh	1	Untuk ukuran roda 26"
7	Dudukan Tuas Kemudi	1	
8	Shockbreker	1	Untuk ukuran roda 26"
9	Plat Eksentrik	1	
10	Sproket Bertingkat	2	7 Tingkatan
11	Sproket Eksentrik	1	5 Tingkatan
12	Tuas Belok	1	
13	Tuas Dudukan Roda Depan	1	
14	Tuas Eksentrik	1	
15	Rem Pack	1	Untuk ukuran roda 26"
16	Poros Dudukan Sproket	1	Untuk ukuran roda 26"
17	Tuas Penerus Belok	1	
18	Tuas Penerus Kemudi	1	
19	Bearing	4	Untuk ukuran roda 26"
20	Poros Penerus Eksentrik	1	



Halaman Ini Sengaja Dikosongkan



BAB 5 PEMBUATAN DAN PERAKITAN SEPEDA UNTUK PASIEN PASCA STROKE

5.1 Proses Pembuatan Komponen

Dari proses perancangan sampai pembuatan detail gambar, untuk mewujudkan dari rancangan tersebut menjadi sebuah sepeda, ada beberapa komponen yang akan dibuat seperti rangka, kemudi, sadel. Sedangkan untuk komponen standar tidak dilakukan pembuatan, tetapi langsung diadakan dari pengadaan dipasar, daftar komponen standar seperti terlihat pada tabel 5.1.

Tabel 5.1 Komponen Standar Sepeda

No	Nama Komponen	Jumlah	Satuan	Keterangan
1	Roda Belakang	1	set	26 inch
2	Roda Depan	2	set	20 inch
3	Pedal Kayuh	1	set	Untuk ukuran roda 26'
4	Shockbreker	1	buah	Untuk ukuran roda 26'
5	Sproket Bertingkat	2	buah	7 Tingkatan
6	Sproket Bertingkat	1	buah	5 Tingkatan
7	Rantai	1	set	
8	Pemindah Tingkatan Gigi	1	set	
9	Rem	1	set	Untuk ukuran roda 26'
10	Poros Dudukan Sproket	1	buah	Untuk ukuran roda 26'
11	Poros Roda	3	buah	
12	Kemudi	1	set	Untuk ukuran roda 26'
13	Bearing Kemudi	4	set	Untuk ukuran roda 26'
14	Bearing Pedal	2	set	Untuk ukuran roda 26'
15	Bearing	4	buah	6201

Dalam proses pembuatan komponen sepeda dapat dilakukan dengan dua cara yaitu proses pemesian dan proses pembengkokan pipa untuk rangka. Langkah-langkah dalam pembuatan komponen tersebut adalah sebagai berikut:

a. Proses pemesian

Pada proses ini ada beberapa komponen yang harus dikerjakan dengan menggunakan proses pemesian, seperti pelat eksentrik, dudukan sprocket, dudukan poros roda depan, pelat dudukan kemudi, dan lain-lain. Untuk mengerjakan komponen tersebut diperlukan beberapa proses pemesian yang



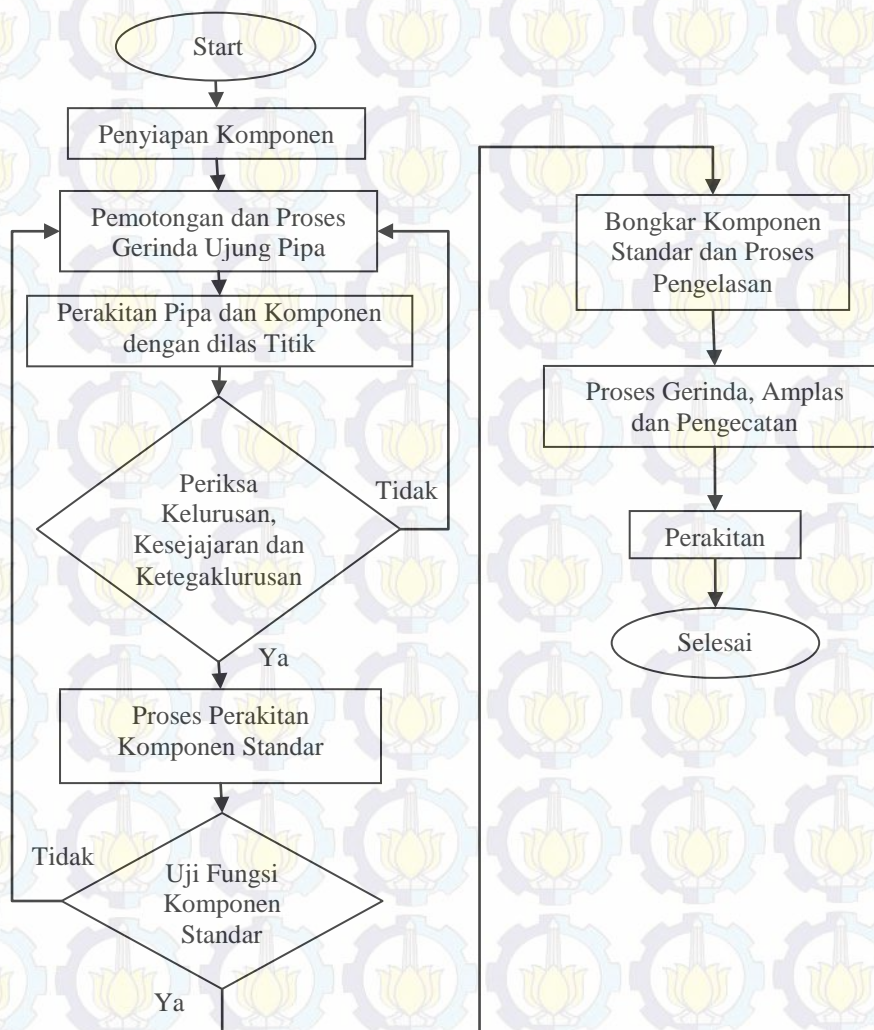
akan digunakan antara lain mesin bubut, mesin freis, mesin bor dan mesin pemotong pelat.

b. Proses Pembengkokan Pipa

Proses ini dilakukan untuk membengkokkan pipa pada rangka sesuai dengan gambar desain. Alat yang digunakan yaitu mesin pres dan dibantu dengan proses pemanasan menggunakan las asetelin.

5.2 Proses Perakitan

Untuk memudahkan dalam proses perakitan, dibuat tahapan penyelesaiannya seperti pada skema atau bagan alir yang dapat dilihat dibawah ini:



Gambar 5.1 Diagram alir proses perakitan sepeda

5.2.1 Penyiapan Komponen



Dari proses pembuatan komponen di pemesian dan pembengkokan pipa, komponen tersebut disusun sesuai dengan gambar perakitan, untuk selanjutnya dilakukan proses perakitan dan pengelasan.

5.2.2 Pemotongan dan Proses Gerinda Ujung Pipa

Siapkan pipa $\frac{1}{2}$ inch dan pipa 1 inch, lakukan proses pemotongan sesuai dengan ukuran gambar, gerinda ujung pipa sesuai dengan bentuk sambungan yang akan disambung.

5.2.3 Perakitan Pipa dan Komponen dengan Las Titik

Dari komponen yang sudah dibuat dirakit dan disambung menggunakan sambungan las. Proses pengelasan yang digunakan adalah proses las busur manual atau *Shielded Metal Arc Welding (SMAW)*. Lakukan proses pengelasan titik setiap komponen yang akan disambung.

5.2.4 Periksa Kelurusan, Kesejajaran dan Ketegaklurusan

Periksa hasil penyambungan antara komponen, apakah memenuhi kriteria kelurusan, kesejajaran dan kesikuan. Bila tidak memenuhi kembali keproses pemotongan dan gerinda bagian yang belum memenuhi kriteria, jika memenuhi kriteria lanjut ke proses selanjutnya.

5.2.5 Proses Perakitan Komponen standar

Selanjutnya komponen standar seperti roda, kemudi, dan pedal kayuh dirakit menjadi satu dengan komponen yang lainnya.

5.2.6 Uji Fungsi Komponen Standar

Setelah proses perakitan selesai ada beberapa hal yang harus diperiksa kembali antara lain:

- Apakah posisi roda sejajar dan tegak lurus, serta dapat berputar dengan baik.
- Apakah kemudi dapat digerakkan untuk membelokkan roda dan dapat menggerakkan pelat eksentrik dan meneruskannya ke roda belakang.



- Apakah pedal kayuh saat digerakkan tidak ada yang menghalangi dan dapat meneruskan putaran keroda belakang melalui rantai dan sproket.

Hal ini dilakukan untuk melihat apakah komponen tersebut dapat berfungsi dengan baik dan proses bisa dilanjutkan. Bila tidak berfungsi dengan baik, maka balik lagi ke proses pemotongan dan gerinda untuk dilakukan perbaikan.

5.2.7 Bongkar Komponen Standar dan Proses Pengelasan

Langkah selanjutnya lepas kembali seluruh komponen standard dan lakukan proses pengelasan secara menyeluruh pada bagian yang sudah dilas titik. Lindungi bagian-bagian yang penting seperti lubang dudukan bearing dari percikan las.

5.2.8 Proses Gerinda, Amplas dan Pengecatan

Proses selanjutnya gerinda sisa percikan dan hasil las yang berlebihan, serta lakukan proses pengamplasan seluruh bagian-bagian yang akan dicat. Setelah bersih dari kotoran lakukan proses pengecatan sesuai dengan warna yang diinginkan.

5.2.9 Perakitan

Langkah terakhir lakukan proses perakitan kembali seluruh komponen standard dan komponen yang sudah dibuat. Proses perakitan dapat dilihat pada gambar 5.2, 5.3 dan 5.4, dan hasil perakitan sepeda untuk pasien pasca stroke dapat dilihat pada gambar 5.5.



Gambar 5.2 Proses perakitan as roda



Gambar 5.3 Proses perakitan roda



Gambar 5.4 Proses perakitan kemudi



Gambar 5.5 Prototipe sepeda untuk pasien pasca stroke



BAB 6

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Dari pembahasan yang telah dilakukan, maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Dari dua konsep yang dikembangkan, dipilih konsep 1 untuk dikembangkan (lihat lampiran gambar). Hal ini disebabkan karena konsep 1 dapat memenuhi spesifikasi teknis yang telah ditentukan yaitu fungsi, kemudahan pengoperasian, stabilitas dan kenyamanan.
2. Dari hasil analisa kestabilan dan perhitungan kekuatan material, terlihat sepeda aman untuk digunakan.
3. Nilai tingkat resiko cedera dengan metode RULA antara 2-3, artinya sepeda masuk dalam kategori nyaman untuk digunakan.
4. Untuk realisasi rancangan dibuat sebuah prototype sepeda untuk pasien pasca stroke.

6.2 Saran

Agar manfaat dari sepeda dapat diketahui dengan benar, perlu dilakukan uji coba yang cukup panjang pada penderita pasca stroke, baik penderita stroke tangan maupun kaki, sehingga dapat diketahui kegunaan-kegunaan sepeda tersebut.



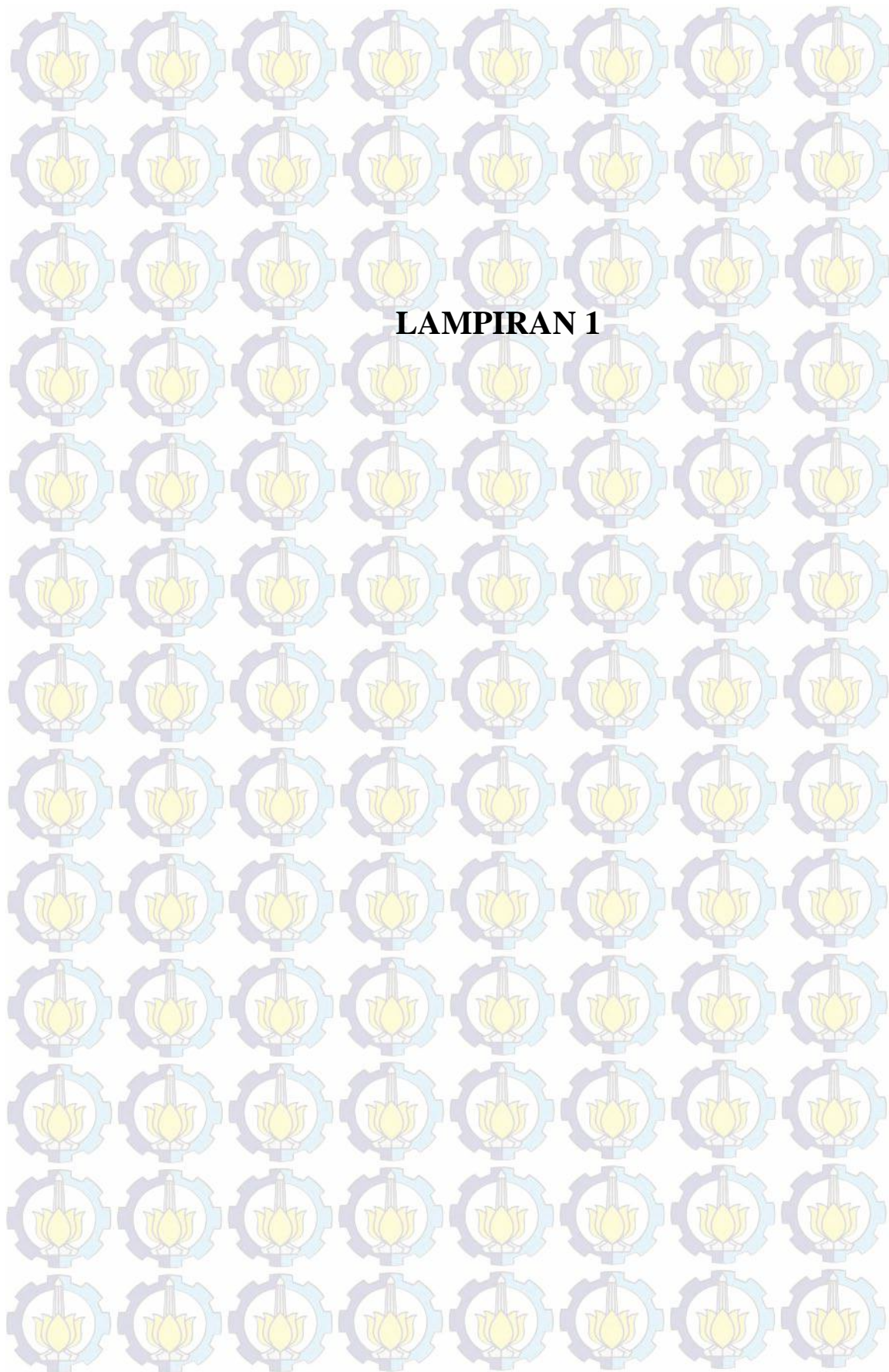
Halaman Ini Sengaja Dikosongkan

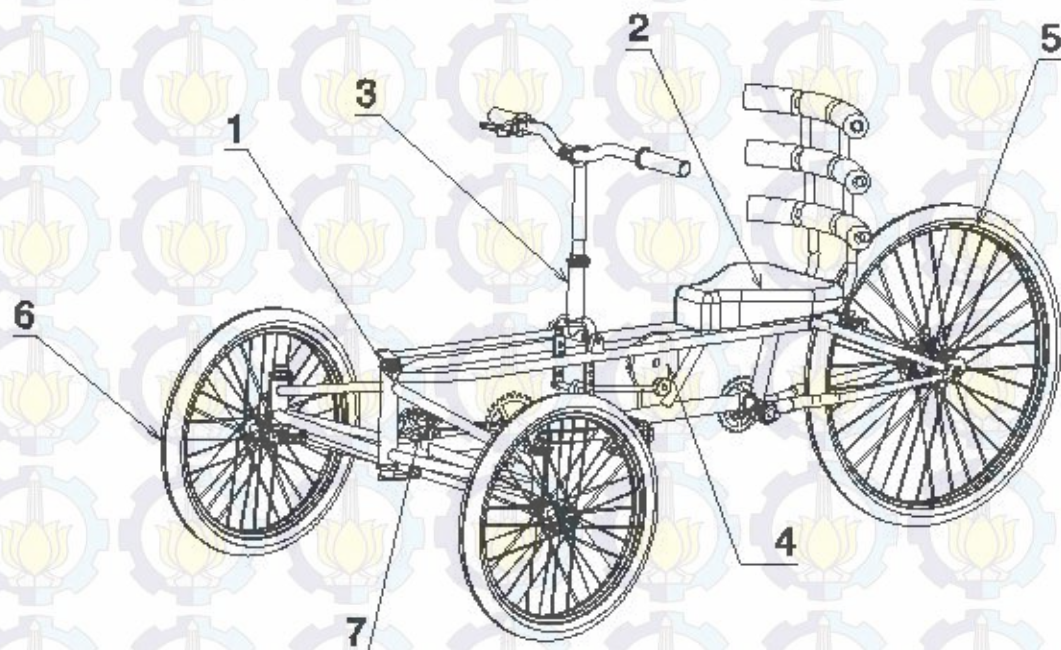


DAFTAR LAMPIRAN

**Lampiran 1: Gambar Detail Rancangan Sepeda
untuk Pasien Pasca Stroke**

Lampiran 2: Kuisioner





1	Pedal Kayuh	7	Baja		
1	Roda Depan	6	Karet	20 Inch	
2	Roda Belakang	5	Karet	26 Inch	
1	Plat Eksentrik	4	St. 37	Ø 120 x 10	
1	Kemudi	3	Pipa Galvanis	Ø 21	
1	Sadel	2	Plat & Busa		
1	Rangka Utama	1	Pipa Galvanis		
Jml	Nama Bagian	No. Bag	Bahan	Ukuran	Ket
Proyeksi 			Skala 1 : 16	Digambar	21.08.13
				Diperiksa	IMLB
				Ditandatangani	
 Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya			GK 01/ITS/2013		

KUISIONER PENGEMBANGAN SEPEDA UNTUK REHABILITASI PASCA STROKE

Nama : _____ Alamat : _____

Umur : _____ Tanggal : _____

Tanda tangan : _____

Meningkatnya angka pasien yang menderita stroke saat ini, sehingga diperlukan suatu alat untuk membantu masa rehabilitasi pasca stroke tersebut. Peralatan yang akan dikembangkan oleh tim peneliti ini adalah berupa sebuah sepeda khusus untuk penderita pasca stroke. Untuk itu tim peneliti melakukan penyebaran kuisisioner dan sangat berharap masukan dari para responder yang berkompeten.

Pilih dan tandai dengan tanda [✓] dari masing-masing pernyataan berikut:

1. Apakah anda pernah mendengar produk sepeda rehabilitasi pasca stroke?
ya [] tidak []
2. Dari keempat konsep gambar dibawah ini, manakah model yang anda pilih?



[]



[]



[]



[]

3. Apakah sepeda yang anda inginkan dapat digunakan di dalam dan di luar ruangan?
- ☐ Hanya di luar ruangan
- ☐ Hanya di dalam ruangan
- ☐ Kedua-duanya
4. Bila anda memiliki sepeda pasca stroke, kriteria apa saja yang anda butuhkan?
- ☐ Multifungsi
- ☐ Mudah digunakan
- ☐ Kuat
- ☐ Ringan
- ☐ Nyaman digunakan
- ☐ yang lainnya jika ada: a.
- b.
5. Jika Anda mempunyai sepeda pasca stroke berapakah harga yang sesuai menurut kemampuan Anda?
- a. 1 juta – 2 juta
- b. 2 juta – 3 juta
- c. Diatas 3 juta
6. Berapakah berat yang ideal sepeda pasca stroke menurut Anda?
- a. < 10 kg
- b. 10 – 15 kg
- c. 15 – 25 kg
- d. 25 - 30 kg
7. Apakah sepeda tersebut perlu dilengkapi dengan tempat menyimpan minuman (keranjang)?
- ☐ ya ☐ tidak

TERIMA KASIH ATAS PARTISIPASI ANDA